

Ingeniería en Tecnologías Industriales
2017-2018

Trabajo Fin de Grado

“Caracterización del flujo en el
interior de las cámaras cardiacas.
Adquisición y postprocesado.
Dealiasing”

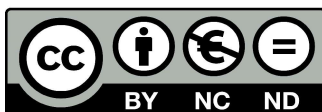
Agustín Sanguino González

Tutor: Javier Rodríguez Rodríguez

Director: Pablo Martínez Legazpi

Director: Javier Bermejo Thomas

Leganés, Junio de 2018



Esta obra se encuentra sujeta a la licencia Creative Commons **Reconocimiento – No Comercial – Sin Obra Derivad**

ABSTRACT

Magnetic resonance phase contrast images are a useful tool for studying blood flow in a non-invasive way. The images obtained with this method contain information of velocities but can present a phenomenon known as aliasing due to a lack of calibration on during the acquisition.

The aim of this project is the development of a software that allows the correction of the aliasing present on the images taken in the cardiac cavity, more specifically in the left ventricle. This goal entails the recovering of the information in which this problems appears and the possibility of reprogramming the acquisition sequences for new studies which can benefit from a more precise calibration.

The project itself is not limited to the development of the dealiasing code, but also to the development of an interface that is approachable for the personnel of the hospital. It will also include the pertinent processes that the study is required to overcome for the correction of the aliasing and its posterior reconstruction back to the original format.

KEY WORDS

Magnetic resonance, phase contrast, aliasing, MATLAB, medical image, DICOM, segmentation, de-aliasing, cardiac.

RESUMEN

Las imágenes de contraste de fase con resonancia magnética suponen una gran herramienta para el estudio de flujos sanguíneos de manera no invasiva. Las imágenes obtenidas por este método contienen información de las velocidades y a veces pueden presentar un fenómeno conocido como aliasing debido a una calibración insuficiente a la hora de su realización.

El objetivo de este proyecto es la realización de un programa que permita corregir dicho aliasing presente en imágenes sacadas de la cavidad cardiaca, más específicamente en el ventrículo izquierdo. Esto supondría la recuperación de información en las imágenes que presenten dicho problema y la posibilidad de un replanteamiento de la obtención de ciertos estudios en los que se pueda apurar la calibración a la hora de obtener el estudio para obtener resultados de mayor relevancia cuando se necesite.

El proyecto no solo supone la programación del código de dealiasing, sino el desarrollo de una interfaz que permita su uso por parte del personal sanitario, así como los procesos pertinentes a los que haya que someter el estudio para poder corregir el aliasing y su posterior reconstrucción en el formato original.

PALABRAS CLAVE

Resonancia magnética, contraste de fase, aliasing, MATLAB, imagen médica, DICOM, segmentación, de-aliasing, cardíaco.

AGRADECIMIENTOS

A mis padres y a mi hermano por la confianza, cariño y apoyo ofrecido durante todos estos años.

A Javier Rodriguez por su disponibilidad y voluntad a apoyar este Trabajo Fin de Grado.

A Javier Bermejo por la oportunidad de realizar este proyecto.

A Pablo Martinez Legazpi por la oportunidad de realizar este proyecto, así como por su dedicación y paciencia durante la realización de este.

A todo el personal sanitario del Hospital Gregorio Marañon por su voluntad de colaboración y disponibilidad.

A mis amigos del Grado que me han acompañado durante estos años y se han convertido en una parte importante de mi vida.

ÍNDICE GENERAL

Resumen	III
Índice General	V
Índice de Figuras.....	VII
Índice de Tablas.....	XI
1. INTRODUCCIÓN	1
1.1. Resonancia Magnética	1
1.1.1. Contraste de Fase	2
1.1.2. Velocity encoding y aliasing	3
1.1.3. Secuencias.....	4
1.1.4. Formato DICOM	6
1.2. Fisiología cardíaca	7
1.2.1. Anatomía del Ventrículo Izquierdo	7
1.2.2. Flujo Ventricular (VI).....	7
1.3. Motivación	9
1.4. Objetivos.....	10
1.5. Estructura	10
2. ESTADO DEL ARTE	12
3. MÉTODOS.....	13
3.1. Obtención y preprocesado.....	13
3.1.1. Segmentación.....	14
ITK Snap.....	15
Medis.....	16
3.1.2. Tratamiento de imagen DICOM en Matlab.....	17
3.1.3. Creación de Máscara de velocidades	18
3.2. Método de gradientes direccionales.....	21
3.2.1. Poiseuille 2D.....	23
3.2.2. Poiseuille 2D & t	26
3.2.3. Vórtice 2D	30
3.2.4. Ajustes del método para casos reales.....	33
Medio aliasing.....	33
Particularidades direccionales.....	33

3.3. Método de expansión de regiones en 4D	35
3.4. Interfaz de apoyo.....	37
4. DEALIASING DE IMÁGENES DE CONTRASTE DE FASE EN RESONANCIA MAGNÉTICA	40
4.1. Región de interés segmentada de una imagen de resonancia	40
4.1.1. Reconstrucción manual de la región de interés	41
4.1.2. Reconstrucción del campo de velocidades	42
4.2. Ventrículo segmentado en 4D sobre la imagen de resonancia	44
5. RESULTADOS	49
5.1. Análisis del programa	52
6. CONCLUSIONES.....	54
6.1. Mejoras y trabajo futuro.....	55
7. MARCO REGULADOR.....	57
8. ENTORNO SOCIO-ECONÓMICO.....	58
8.1. Presupuesto	58
BIBLIOGRAFÍA.....	59
ANEXOS	

ÍNDICE DE FIGURAS

1.1. Muestra la variación del ángulo del eje de precesión de los spines de los átomos frente a la aparición de un gradiente	2
1.2. Diferentes respuestas de los espines de H2 (estáticas y móviles) frente a un gradiente bipolar.....	2
1.3. Diferencias de fase según la máquina de resonancia magnética	3
1.4. Imagen de las velocidades en la dirección RL de un estudio de Contraste de fase.....	5
1.5. Imagen de un estudio de Cine de eje corto	6
1.6. Imagen anatómica del corazón	7
1.7. Imagen de Cine de Resonancia Magnética en vista de 3 Cámaras en fase de sístole	8
1.8. Imagen de Cine de Resonancia Magnética en vista de 3 Cámaras en fase de diástole	9
3.1. Escala de intensidades presente en las imágenes de Resonancia Magnética de Contraste de Fase	13
3.2. Solapamiento de escalas mostrando la intensidad de valores fuera de la escala (aliasing). 13	
3.3. Esquema de procesamiento del estudio de Resonancia Magnética	14
3.4. En esta imagen se puede apreciar una <i>snake</i> en proceso de expansión con flechas indicando las fuerzas a las que se ve sometido el contorno de la <i>snake</i> dependiendo de las intensidades cercanas	15
3.5. Conjunto de imágenes de la consola y resultado de la segmentación de ITK	15
3.6. Imagen de la consola del software de Medis en la que se muestra la segmentación de un corte de la serie de Eje Corto y pantalla de resultados.....	16
3.7. Resultado final de la segmentación con Medis y la interpolación	16
3.8. Sistema de coordenadas reales establecido por la máquina de Resonancia Magnética.....	19
3.9. Direcciones de avance del gradiente en el plano de la imagen, siendo destacado los píxeles comparados	22
3.10. Direcciones de avance del gradiente entre imágenes, siendo destacado los píxeles comparados. En azul se muestra el avance entre píxeles correspondientes a cortes consecutivos espacialmente, en verde se muestra el avance entre píxeles correspondientes a cortes consecutivos temporalmente	22
3.11. Imagen de flujo Poiseuille y grafica de intensidades correspondiente a un corte en el eje de simetría horizontal	23
3.12. Imagen de flujo Poiseuille con ruido simulado y grafica de intensidades correspondiente a un corte en el eje de simetría horizontal.....	24
3.13. Imagen de flujo Poiseuille con ruido y <i>aliasing</i> simulado y grafica de intensidades correspondiente a un corte en el eje de simetría horizontal.....	24
3.14. Gráfica de intensidades correspondiente al gradiente horizontal de un corte en el eje de simetría horizontal.....	24

3.15.	Imagen de flujo Poiseuille con <i>aliasing</i> reconstruido y grafica de intensidades correspondiente a un corte horizontal centrado a la mitad	25
3.16.	Gráfica comparando la dominancia de la imagen reconstruida sobre el error con la original tras aplicar un filtro gaussiano con distintos valores de sigma	25
3.17.	Imagen de flujo Poiseuille tras la aplicación de un filtro gaussiano adaptado después de la reconstrucción y grafica de intensidades correspondiente a un corte en el eje de simetría horizontal	26
3.18.	Gráfica comparativa de intensidades correspondiente a un corte en el eje de simetría horizontal de la señal original y la reconstruida. A su lado se encuentra una gráfica con el valor absoluto de la diferencia entre las señales previamente mencionadas	26
3.19.	Grafica de intensidades correspondiente a un corte horizontal en el eje de simetría de la imagen de un flujo Poiseuille dependiente del tiempo donde se muestran varios instantes temporales	27
3.20.	Grafica de intensidades correspondiente a un corte horizontal en el eje de simetría de la imagen de un flujo Poiseuille dependiente del tiempo con ruido simulado donde se muestran varios instantes temporales	27
3.21.	Grafica de intensidades correspondiente a un corte en el eje de simetría horizontal de la imagen de un flujo Poiseuille dependiente del tiempo con ruido y <i>aliasing</i> simulado donde se muestran el instante inicial y final	28
3.22.	Grafica de intensidades correspondiente a un corte en el eje de simetría horizontal de la imagen de un flujo Poiseuille dependiente del tiempo con <i>aliasing</i> reconstruido donde se muestran el instante inicial y final	28
3.23.	Gráfica comparando la diferencia entre la imagen original y la reconstruida tras aplicar un filtro gaussiano dependiente del parámetro sigma donde se muestran los distintos instantes temporales	29
3.24.	Gráfica comparando la intensidad de un corte en el eje de simetría horizontal de la imagen reconstruida y original en los distintos instantes temporales	29
3.25.	Gráfica que muestra el valor absoluto de la diferencia de intensidades de las señales comparadas en la figura anterior (ver Figura 3.18)	30
3.26.	Figuras de intensidad de las velocidades horizontales, verticales y campo de velocidades en 2D del flujo	30
3.27.	Gráfica de intensidades del corte vertical centrado a la mitad de las velocidades horizontales de un vórtice 2D	31
3.28.	Imagen de las velocidades horizontales de un vórtice 2D con ruido simulado y gráfica de intensidades del corte en el eje de simetría vertical	31
3.29.	Imagen de las velocidades horizontales de un vórtice 2D con ruido y <i>aliasing</i> simulado y gráfica de intensidades del corte vertical centrado a la mitad	31
3.30.	Gráfica de intensidades de un corte en el eje de simetría vertical de la imagen reconstruida de velocidades horizontales	32
3.31.	Gráfica de intensidades comparando un corte en el eje de simetría vertical de la imagen reconstruida de velocidades horizontales con el mismo corte en la imagen original	32

3.32.	A la izquierda se puede ver la entrada de flujo al ventrículo izquierdo por la válvula mitral destacado con flechas direccionales de color rojo sobre una imagen de contraste de fase. A la derecha se puede apreciar una zona destacada con un círculo verde indicando la pérdida de contraste entre zona aliaseada y zona no aliaseada.....	34
3.33.	Imagen de Cine 3 Cámaras en la que se aprecia el Ventrículo Izquierdo, así como la entrada de la válvula mitral y la salida de la válvula aórtica, las flechas rojas indican la dirección de entrada y salida de flujo de estas válvulas.....	34
3.34.	Simulación del proceso de expansión en un área de píxeles mediante un punto de inicialización	35
3.35.	Simulación del proceso de propagación de puntos de inicialización a imágenes colindantes en el espacio y tiempo	36
3.36.	Simulación del proceso de expansión de nuevas áreas de la imagen propagada	36
3.37.	Ventana principal de la interfaz de reconstrucción de aliasing.....	37
3.38.	Ventana secundaria de selección de gradiente manual de la interfaz.....	38
3.39.	Ventana secundaria de selección de áreas críticas de la interfaz	38
4.1.	Imagen de Contraste de Fase de Resonancia Magnética en sístole con aliasing presente..	40
4.2.	Imagen de Contraste de Fase segmentada con aliasing presente y gráfica de intensidades del corte en la fila 12	41
4.3.	Imagen de Contraste de Fase segmentada y reconstruida manualmente y gráfica de intensidades del corte en la fila 12	41
4.4.	Imagen de Contraste de Fase con reconstrucción manual de aliasing	42
4.5.	Imágenes de Contraste de Fase segmentadas y reconstruidas automáticamente por dos direcciones en ambos sentidos	43
4.6.	Imagen de Contraste de Fase segmentada y reconstruida por combinación de gradientes y gráfica de intensidades del corte en la fila 12	43
4.7.	Imagen de Contraste de Fase segmentada y reconstruida por combinación de gradientes con filtro gaussiano adaptado y gráfica de intensidades del corte en la fila 12	44
4.8.	Imagen de Contraste de Fase reconstruida por combinación de gradientes con filtro gaussiano adaptado sobre la zona segmentada	44
4.9.	Imagen de contraste de fase con zona del ventrículo izquierdo aislada y aliasing presente	45
4.10.	Imagen de contraste de fase con zona del ventrículo izquierdo aislada y aliasing corregido por método de gradientes	46
4.11.	Imágenes de Contraste de fase en el ventrículo izquierdo antes y después de aplicar el método de expansión volumétrica a la región de aliasing de la válvula aórtica en sístole ..	46
4.12.	Imágenes de Contraste de fase en el ventrículo izquierdo antes y después de aplicar el método de expansión volumétrica a la región de aliasing de la válvula mitral en diástole ..	47
4.13.	Imagen de Contraste de fase tras la reconstrucción por ambos métodos del flujo del ventrículo y superpuesto en la imagen original	48
5.1.	Contraste de estudio original (izquierda) y corregido (derecha) en fase de diástole.....	50

5.2. Contraste de estudio original (izquierda) y corregido (derecha) en fase de diástole.....	50
5.3. Contraste de estudio original (izquierda) y corregido (derecha) en fase de sístole	50
5.4. Contraste de estudio original (izquierda) y corregido (derecha) en fase de diástole.....	51
5.5. Contraste de estudio original (izquierda) y corregido (derecha) en fase de diástole	52

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Análisis de tiempos de ejecución	53
Tabla 2. Presupuesto	58

CAPÍTULO 1: INTRODUCCIÓN

La resonancia magnética es una técnica de gran utilidad en la medicina moderna que se descubrió a mediados del siglo pasado [1]. Desde su descubrimiento las aplicaciones en la medicina han ido creciendo pudiendo hoy en día medirse las velocidades de la sangre en sujeto vivo sin necesidad alguna de realizar un procedimiento invasivo [2]. Esto ha abierto las puertas al estudio del flujo sanguíneo en la cavidad cardiaca sin necesidad de usar métodos invasivos como catéteres o métodos con menor información espacial como puede ser la ecografía cardiaca, que solo aporta dos dimensiones de información de velocidades [3].

Sin embargo, con las nuevas técnicas y aplicaciones también surgen nuevos problemas, como puede ser la pérdida de información de dichas imágenes por fenómenos como pueden ser la aparición de *aliasing* o el ruido, o el reto que supone la segmentación de ciertas áreas de estudio sobre de la imagen.

La aparición de *aliasing* en las imágenes de resonancia magnética es un problema que puede solucionarse mediante la aplicación de algoritmos de postprocesado matemático. El *aliasing* se puede evitar mediante una buena calibración inicial de la máquina, aunque acarrea cierta pérdida de resolución en la escala de velocidades. Por ello, algunos expertos recomiendan que se prevenga la aparición del *aliasing* en la toma de imágenes ajustando la maquina con un margen suficiente para que las velocidades máximas no lo superen [4]. Sin embargo, cuando la imagen ya está tomada y se descubre el *aliasing* posteriormente o en casos en que los pacientes tienen enfermedades que causan velocidades de flujo sanguíneo anormales e imprevistas (como la estenosis o la insuficiencia valvular) se necesita corregir este problema a posteriori.

1.1. RESONANCIA MAGNÉTICA

La resonancia magnética es una técnica no invasiva que utiliza la influencia de los campos magnéticos en la orientación de los spines de los átomos en el interior del cuerpo para obtener imágenes médicas de alta precisión. Por lo general se excitan los átomos de hidrógeno por su abundancia en el cuerpo humano.

Una vez aplicados los campos magnéticos en las tres direcciones del espacio, se aplica una señal de radiofrecuencia, adaptada a la frecuencia de Lamor [5] (que depende del átomo que se quiera excitar y el campo magnético aplicado), que interactúa con los átomos excitando la precesión de los spines y sacándolos de su estado de equilibrio.

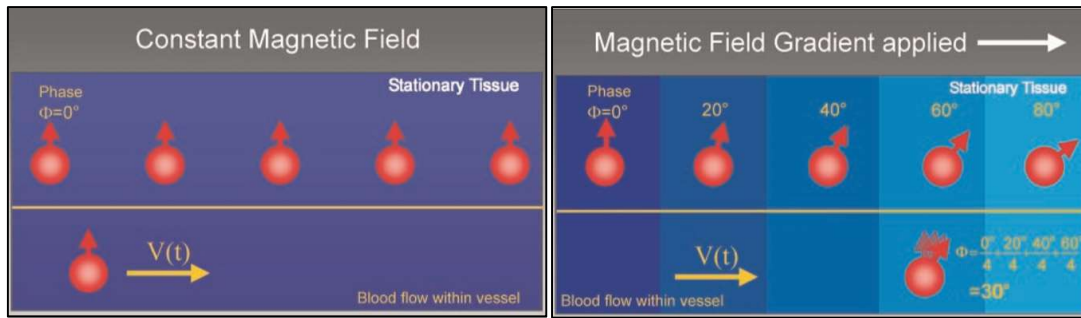


Figura 1.1: Muestra la variación del ángulo del eje de precesión de los spines de los átomos frente a la aparición de un gradiente. [5]

Cuando los spines recuperan su estado de equilibrio, liberan la energía acumulada devolviéndola en forma de una señal que es leída por una antena y guardada. El conjunto de señales resultantes forma la imagen de resonancia magnética en codificación de frecuencia (espacio-K). El espacio K se puede reconstruir para su interpretación mediante la aplicación de una transformada de Fourier que cambia la codificación en frecuencia a codificación en el espacio físico dando como resultado la imagen de resonancia magnética [6].

▪ Contraste de Fase

Para el estudio del flujo intraventricular se usa habitualmente la secuencia de Resonancia Magnética de Contraste de Fase, que permite adquirir el campo de velocidades de la sangre en un volumen deseado a lo largo del tiempo. Este método se basa en la medición del desfase presentado en las distintas precesiones de los espines, que variará en función de la velocidad [5] de la sangre. Para conseguir un cambio de fase específico, se aplica un gradiente magnético bipolar en la dirección de la velocidad a medir, es decir, dos gradientes de misma magnitud y dirección opuesta. Dicho gradiente causará un desfase que se cancela para aquellos átomos inmóviles pero que cambia la fase de los átomos que presenten velocidades en cualquiera de los sentidos de la dirección del gradiente.

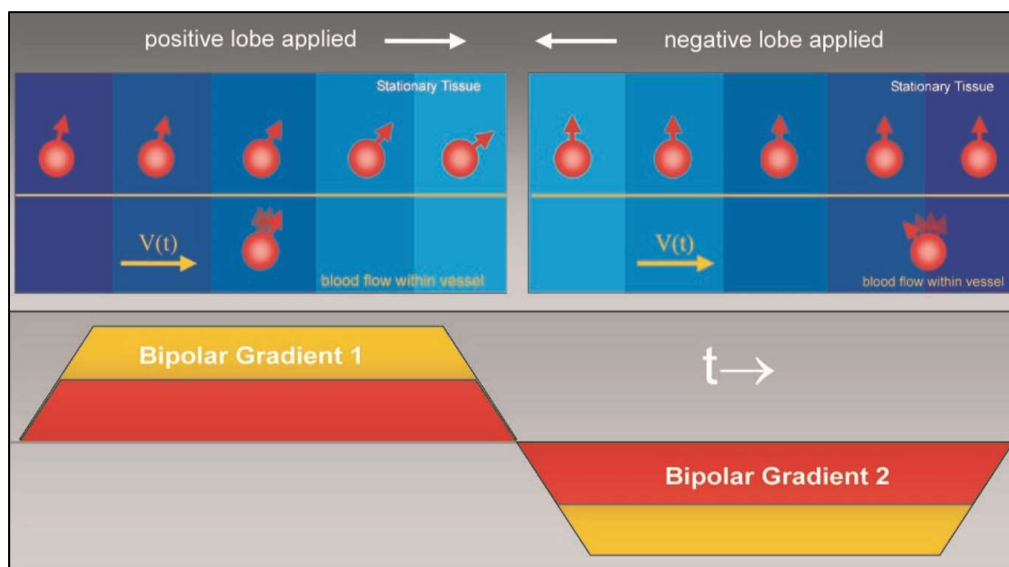


Figura 1.2: Diferentes respuestas de los espines de H2 (estáticas y móviles) frente a un gradiente bipolar. [5]

El resultado de esta secuencia son tres grupos de imágenes paralelas en 4D (3D+t) en los que se representan mediante una escala de grises las velocidades en las tres direcciones del espacio respectivamente.

Cabe recalcar que, en este tipo de imágenes, no se diferencia claramente entre el tejido y el fluido, dado que ambos poseen átomos de hidrógeno y emiten señales de vuelta al espacio K. Esto supone que, al tener cierta fase, la señal del tejido es interpretada como una velocidad en la imagen final. Aun así, se puede intuir en ciertos casos los límites del fluido por los cambios de intensidad en la imagen que indican cambios de velocidad.

Pero como estos métodos no son lo suficientemente fiables por si solos, se necesita de algún método alternativo para aislar campos de velocidades sin interferencias del tejido.

La forma más fiable de realizar una buena separación entre velocidades y tejido es con el apoyo de otra serie obtenida con la resonancia magnética que devuelva una imagen con una buena resolución anatómica. Un buen ejemplo de esta serían las imágenes de la serie de Cine de Eje Corto como puede verse en la figura 1.5. Con una serie de apoyo con una buena resolución anatómica se puede comparar con la serie con la información de las velocidades para así poder aislar las zonas de flujo sanguíneo y evitar las interferencias del tejido en la información sobre las velocidades.

▪ *Velocity encoding y aliasing*

Para codificar las velocidades de la sangre en el interior del sistema circulatorio, la resonancia magnética necesita que el operario especifique una velocidad límite (*Velocity encoding* o Venc) [5] a partir de la cual se establece un rango de velocidades representadas en las imágenes resultantes. Cuando la velocidad de la sangre sea mayor que el *Velocity encoding* la imagen resultante presentara regiones con artefactos en dichas localizaciones, un fenómeno conocido como *aliasing* [7].

La resonancia magnética establece los parámetros de medición para que la desviación máxima de la fase coincida con el valor de velocidad máxima. Por lo tanto, si hay algún valor que sobrepasa dicho límite en el algoritmo de procesado lo asocia al otro extremo de medición debido al acoplamiento de fases, representando las velocidades mayores de signo opuesto.

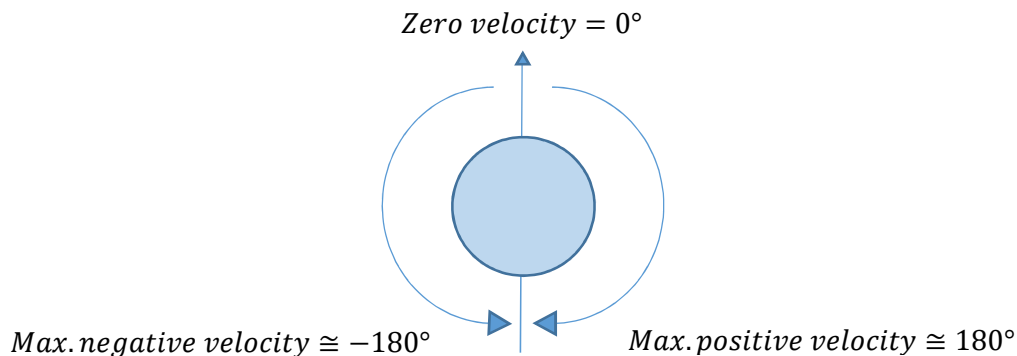


Figura 1.3: Diferencias de fase según la máquina de resonancia magnética.

De manera que si se registran fases de más de 180° la interpretación se cambia de la manera siguiente:

$$V_{enc} \cong 180^\circ + \partial\theta \quad \rightarrow \quad -V_{enc} \cong -(180^\circ - \partial\theta)$$

Siendo $\partial\theta$ un incremento diferencial del ángulo.

Esto se puede evitar con la selección de un valor de V_{enc} superior a las velocidades presentes. Un mayor valor de V_{enc} , aunque eliminando el *aliasing*, se provoca una reducción de precisión en la medida de velocidades más pequeñas ya que la escala debe adaptarse para cubrir un rango de velocidades mayor usando la misma profundidad de bits. Esto se traduce en saltos mayores en la escala. También se debe tener en cuenta que un aumento del *Velocity encoding* supone un aumento de la relación señal-ruido (Sound-Noise Ratio o SNR), creando mayores interferencias del ruido sobre el flujo cuanto mayor sea el valor asignado al V_{enc} . [3,5]

▪ Secuencias

La técnica de resonancia magnética nuclear permite sacar diferentes tipos de imágenes usando diferentes técnicas de medición y ángulos de corte para la visualización de ciertas sustancias o perspectivas. Para la identificación de las diferentes secuencias en su uso médico se les proporciona una nomenclatura que las identifique.

Las secuencias relevantes para este proyecto son: “Contraste de Fase” y “Cine de eje Corto”.

La secuencia de “Contraste de Fase” se usa para el estudio de flujos en una sección específica del espacio durante un periodo de tiempo. Esta permite generar imágenes que representan las velocidades según la intensidad de sus píxeles. El resultado de esta secuencia da como resultado tres imágenes por cada corte que representan, cada una, una dirección del espacio en cada pixel. La unificación de la velocidad representada en los tres píxeles correspondientes con la información de cada dirección da como resultado el módulo de la velocidad real.

Junto con las imágenes de velocidad al realizar esta secuencia se obtienen imágenes anatómicas paralelas a cada una de las imágenes de velocidades. Esto supone que el número de imágenes obtenidas en cada dirección de la velocidad se vea doblado y deba de tenerse en cuenta a la hora de la selección de imágenes para construir un campo de velocidades ya que estas no contienen información de la velocidad.

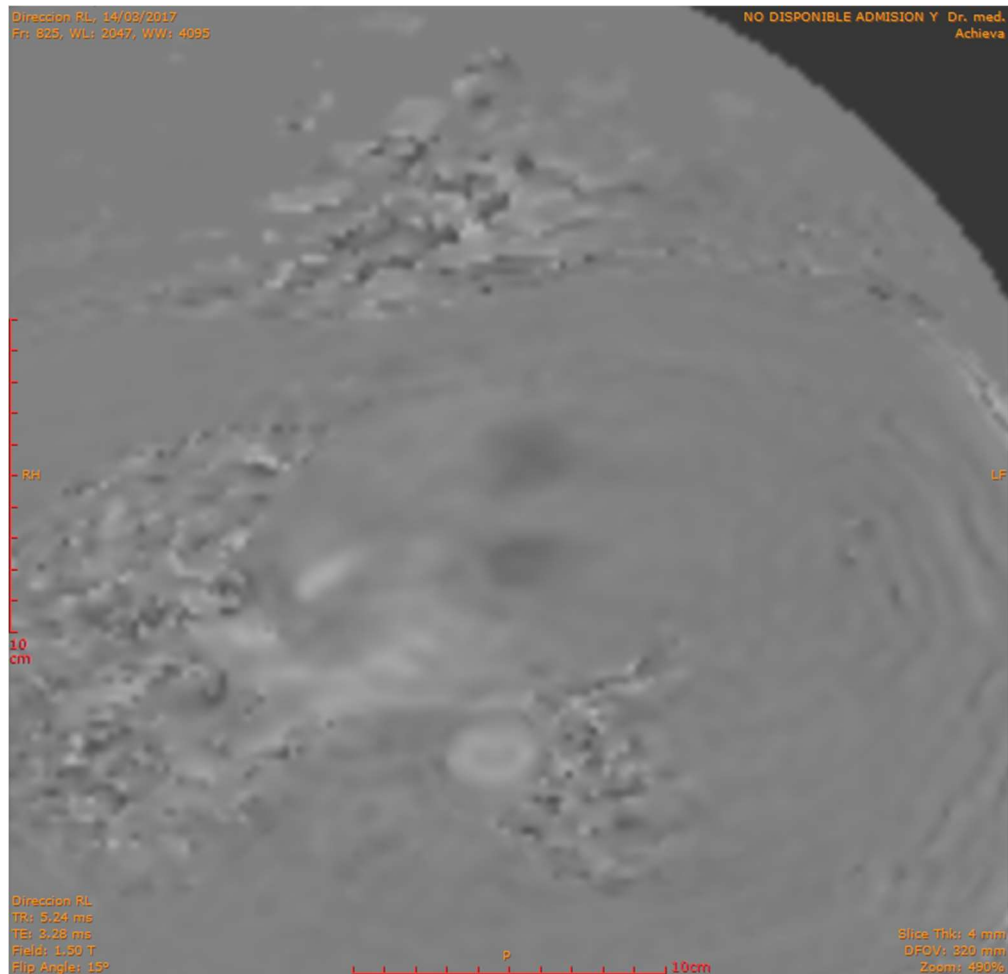


Figura 1.4: Imagen de las velocidades en la dirección RL de un estudio de Contraste de fase.

Las imágenes anatómicas generadas por esta secuencia no cuentan con la calidad suficiente para poder definir claramente la anatomía de la cámara cardiaca. Al ser necesario hacer una segmentación en este proyecto se necesita una secuencia que si lo permita.

La secuencia de “Cine de eje Corto” se usa para identificar la anatomía del corazón ya que el método de obtención usado no resalta fluidos generando una imagen más adecuada de la cámara cardiaca y sus límites. El ángulo usado en esta secuencia es un corte axial perpendicular al eje largo del ventrículo izquierdo (V. Mitral-Ápex)

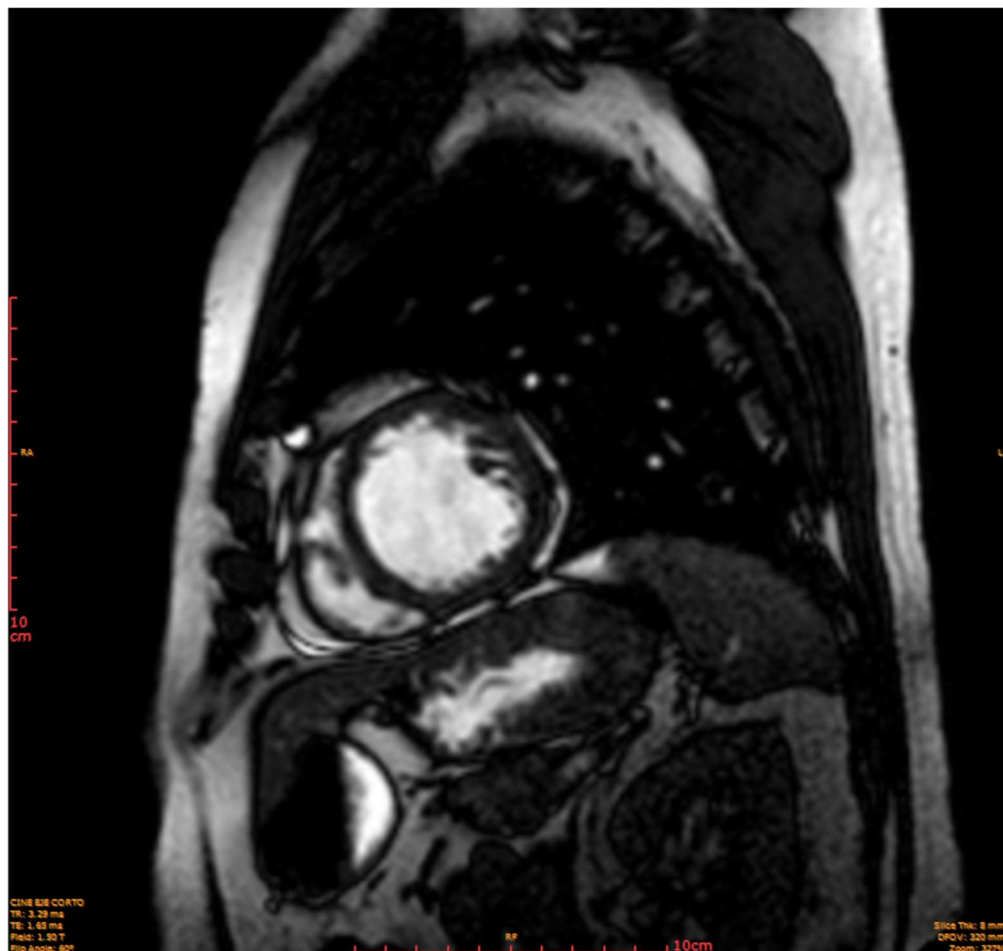


Figura 1.5: Imagen de un estudio de Cine de eje corto.

▪ Formato DICOM

Las imágenes que se extraen de la resonancia magnética son generadas en formato DICOM. El formato DICOM (Digital Image for Communication in Medicine) es ampliamente utilizado en aplicaciones médicas debido a su gran compatibilidad con muchos de los softwares desarrollados para facilitar el acceso e interpretación a los estudios, pero sobre todo por la capacidad de almacenar información importante además del propio conjunto de píxeles que representa la imagen.

Esta información se almacena en un conjunto de coordenadas relativas a la imagen denominado “*header*” o “cabecera”. Es posible acceder a la cabecera de estas con programas dedicados a la visualización de estas imágenes como “DICOM Viewer” o mediante funciones incluidas en la biblioteca de Matlab [8].

La información que contienen estas imágenes abarca desde el tipo de estudio realizado y la posición de la imagen dentro del mismo hasta el *Velocity encoding* utilizado o la información para cambiar las coordenadas de referencia. Algunos de estos campos varían de posición dependiendo del fabricante de la máquina de resonancia. Por lo tanto, la lectura de algunos de estos datos deberá ser interpretada con unos diccionarios particulares, de lo contrario los campos aparecerán como privados y no se podrá retener la información de estos a la hora de generar nuevas imágenes DICOM.

1.2. FISIOLÓGÍA CARDIACA

A modo de referencia y para el mejor entendimiento de las características del corazón se explicarán los conceptos principales de anatomía y flujo de este. La explicación se centrará en la zona de mayor relevancia para el proyecto, el Ventrículo Izquierdo (VI).

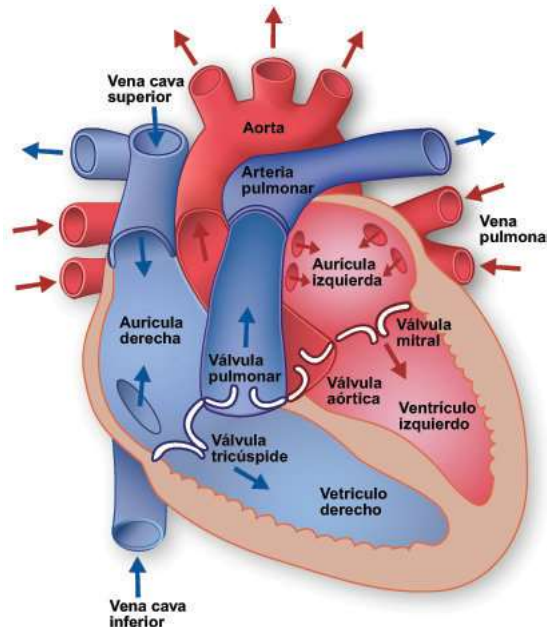


Figura 1.6: Imagen anatómica del corazón [9]

▪ Anatomía del Ventrículo Izquierdo

El ventrículo izquierdo es la cámara cardíaca que comunica la aurícula izquierda con la arteria aorta. La entrada y la salida de flujo son controladas por las válvulas mitral y aórtica. La válvula mitral regula la entrada de flujo desde la aurícula y la válvula aórtica regula la salida de flujo hacia la arteria. El vértice opuesto a las válvulas se denomina ápex.

Las paredes de la cámara cardíaca están conectadas a las válvulas mediante los músculos papilares, que facilitan la acción de apertura y cierre de las válvulas. Esos músculos no se excluyen a la hora de medir las velocidades de la cámara cardíaca.

▪ Flujo Ventricular (VI)

El flujo intraventricular se ve definido en dos fases: Sístole y Diástole. Estas fases se repiten periódicamente alternando entre ellas [10].

En la fase de sístole se produce el vaciado parcial de la cámara ventricular. Las paredes del ventrículo se contraen incrementando la presión de la sangre contenida en este seguido de la apertura de la válvula aórtica. Una vez abierta la válvula aórtica permite el paso del flujo que abandona el ventrículo debido a la diferencia de presión.

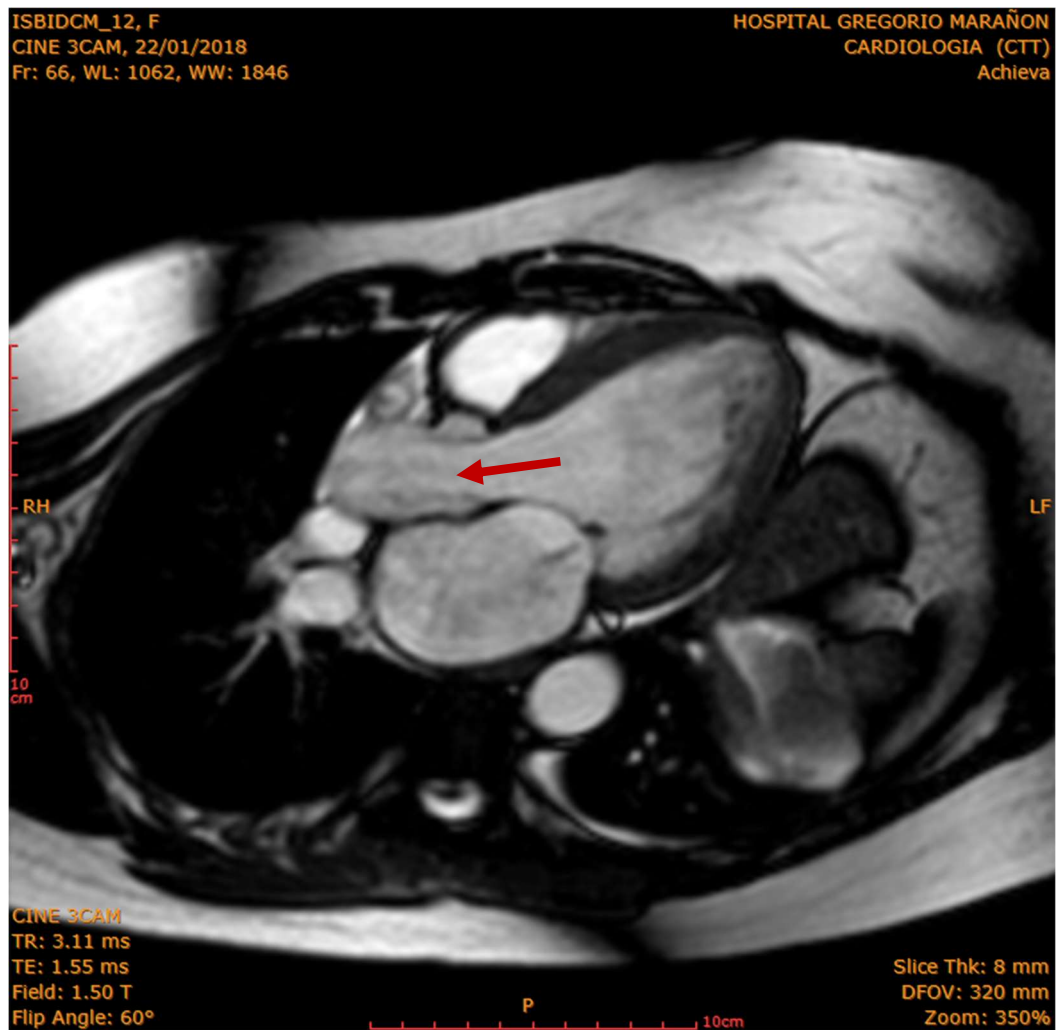


Figura 1.7: Imagen de Cine de Resonancia Magnética en vista de 3 Cámaras en fase de sístole.

En la fase de diástole se produce el llenado del ventrículo. La diástole se lleva a cabo en dos llenados. El primer llenado se llama llenado pasivo y se produce tras la relajación de la pared ventricular. Esta relajación provoca la caída de presión de la sangre contenida en el ventrículo por debajo de la presión de la sangre de la aurícula y al abrirse la válvula mitral (que conecta con la aurícula), la sangre accede a la cámara ventricular debido a la diferencia de presiones. El segundo llenado se produce una vez la diferencia de presión no es suficiente para seguir impulsando la sangre y el flujo se reduce. Este segundo impulso de sangre viene dado por la contracción auricular, forzando la sangre a trasladarse a la cavidad ventricular antes de cerrar la la válvula mitral impidiendo el flujo.

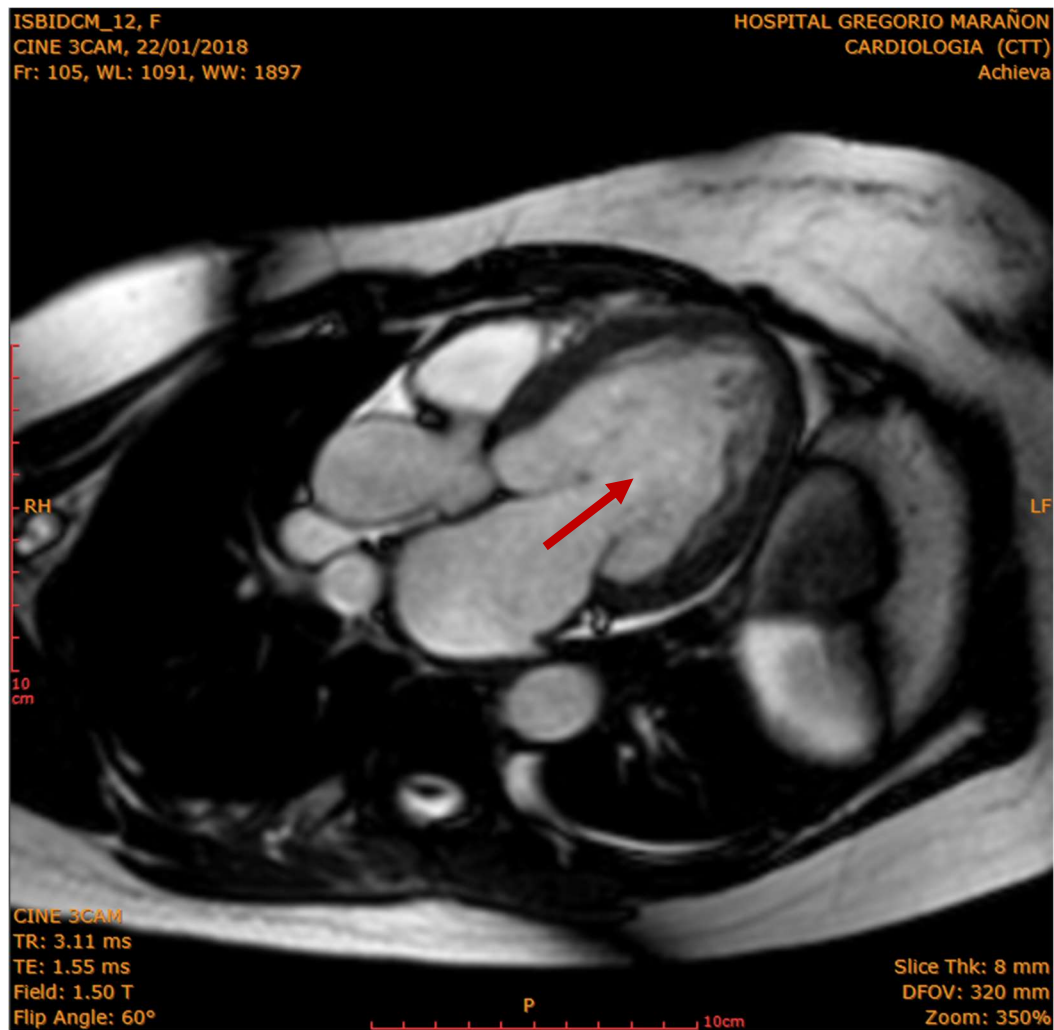


Figura 1.8: Imagen de Cine de Resonancia Magnética en vista de 3 Cámaras en fase de diástole.

1.3. MOTIVACIÓN

Las enfermedades cardíacas son un gran problema de mortalidad en la sociedad occidental siendo la principal causa de muerte en España con un 30% [11] y en Europa con un 45% [12] del total de los fallecimientos. Por ello los avances en la medicina están siendo cada vez más cruciales para una detección a tiempo de estas enfermedades y un buen diagnóstico de las mismas.

La principal motivación para la realización de este proyecto es la de prestar apoyo al departamento investigación de cardiología no invasiva del Hospital Gregorio Marañón de Madrid en sus proyectos para la mejora del sistema sanitario madrileño y español. El apoyo consiste en desarrollar un preprocesado de las imágenes de resonancia magnética para poder realizar mediciones en el campo de velocidades de la sangre dentro de las cavidades cardíacas a partir de imágenes de resonancia magnética de contraste de fase.

El uso de imágenes de resonancia magnética en 3D mejora los actuales métodos basados en ecografía para la cuantificación y análisis de los flujos intracardiacos, evitando asumir flujos en la cámara cardíaca a partir de la adquisición de un plano. Pero para su

posible utilización se requiere disponer de un estudio de Contraste de Fase de resonancia magnética sin interferencias en el campo de velocidades como el *aliasing* y con una resolución suficiente.

Con estos nuevos métodos se podrán desarrollar herramientas precisas para la detección de formación de trombos en sujetos con infarto para su correcto tratamiento y así prevenir los posibles problemas que puedan derivar de estos [4].

1.4. OBJETIVOS

El objetivo principal de este proyecto es el desarrollo de métodos de postprocesado de imágenes de Contraste de Fase de resonancia magnética para la eliminación de las zonas de *aliasing* presentes en ellas, concretamente en el área del ventrículo izquierdo. Este objetivo se pretende llevar a cabo mediante la creación de una interfaz en Matlab que permita al usuario la reconstrucción de los estudios deseados.

La interfaz deberá de ser capaz de realizar las reconstrucciones sobre un estudio en 4D teniendo en cuenta la componente temporal. A su vez deberá ser capaz de leer las imágenes en formato DICOM extraídas de la máquina de resonancia y una vez reconstruido el estudio devolver las imágenes a dicho formato.

En este Trabajo fin de grado se persigue la realización de un código utilizable por el personal del hospital Gregorio Marañón de Madrid por lo tanto se busca que sea lo más intuitivo y sencillo de usar para el usuario.

El objetivo principal se puede desglosar en los siguientes objetivos:

- La interpretación del estudio formado por un conjunto de imágenes en formato DICOM con Matlab.
- Ofrecer un método de segmentación de la cavidad del ventrículo izquierdo de calidad suficiente para poder corregir las velocidades internas.
- Desarrollar un método que sea capaz de corregir el *aliasing* presente en las imágenes de los estudios ofrecidos por parte del personal del hospital.
- Ampliar el diccionario de tags de DICOM que ofrece Matlab para no perder información a la hora de generar el nuevo estudio corregido.
- La unificación del proceso completo en un código de Matlab que sea capaz de usar el personal sanitario del hospital.

1.5. ESTRUCTURA

Este trabajo Fin de Grado sigue la siguiente estructura:

En el capítulo 2 se introduce el estado del área en la que se desarrolla este proyecto.

En el capítulo 3 se hace un desarrollo de los métodos usados para procesar el *aliasing* de las imágenes de resonancia, así como de los diferentes pasos por los que se ha de pasar el estudio desde su obtención en la máquina de resonancia hasta la escritura del nuevo estudio corregido.

En el capítulo 4 se presenta el desarrollo de la corrección del *aliasing* mediante los métodos mostrados en el capítulo 3.

En el capítulo 5 se exponen los resultados obtenidos sobre diferentes estudios de resonancia magnética con el software desarrollado en este proyecto.

En el capítulo 6 se hace una valoración de los resultados del proyecto y se proponen posibles mejoras y campos de desarrollo sobre dicho proyecto.

En el capítulo 7 se analizan las principales influencias sobre este estudio en el marco regulador.

En el capítulo 8 se recogen el posible impacto socio-económico de este proyecto, así como un presupuesto de este mismo.

CAPÍTULO 2: ESTADO DEL ARTE

La técnica de medición de flujos mediante la resonancia magnética es una técnica relativamente moderna para la cual todavía se siguen desarrollando aplicaciones y nuevos usos hoy en día. Esto conlleva un replanteamiento de las prioridades en la obtención de dichas imágenes según el objetivo que se persiga con estas.

En el marco de este proyecto se busca ajustar la escala de velocidades resultante en las imágenes de Contraste de Fase de Resonancia Magnética para obtener mayor precisión en las velocidades más reducidas del ventrículo sin perder las mayores. Es decir, se busca evitar la selección del *Velocity encoding* suponiendo una velocidad superior a la máxima y en su lugar apurar dicha velocidad y apoyarse en el código de *dealiasing* si esta es superada por las velocidades en el ventrículo generando *aliasing*.

Sobre esta literatura existen ciertas menciones de la existencia de códigos desarrollados para el *dealiasing* de imágenes en resonancia magnética pero todos ellos han sido desarrollados a nivel particular de forma que no han sido divulgados extensivamente los métodos usados para su realización [7]. La única mención que se hace es la recomendación del uso de la dimensión temporal para la corrección del *aliasing* [5].

Por lo tanto, este proyecto es el resultado de un método desarrollado desde cero para la creación de una solución al problema particular del *aliasing* que se presenta en las imágenes estudiadas.

CAPÍTULO 3: MÉTODOS

Las imágenes de resonancia magnética se caracterizan por usar el formato DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine), dicho formato permite la inclusión de datos relacionados con la imagen en ella misma. Esto es posible debido a que ciertas coordenadas de datos, llamadas en su conjunto cabecera, contienen información sobre la imagen y no la imagen en sí. La información contenida en las imágenes de resonancia magnética permite que sean ordenadas con respecto al resto de imágenes y conocer la serie a la que pertenece. [8]

La imagen con la información de las velocidades, Contraste de Fase, es guardada como un conjunto de píxeles dentro del archivo DICOM. Este conjunto de píxeles representa un abanico de velocidades que están plasmadas en la intensidad de cada píxel. El rango de intensidades de un píxel en una imagen de formato DICOM viene definido por una profundidad de bits de 2^{12} , siendo su rango de medición $[-Venc, Venc]$. Por lo tanto, el valor cero corresponde al extremo negativo de velocidades y el 2^{12} al extremo positivo, y el valor de intensidad intermedio (2^{11}) es el que corresponderá al cero en cuanto respecta a las velocidades.



Figura 3.1: Escala de intensidades presente en las imágenes de Resonancia Magnética de Contraste de Fase.

Si alguno de los valores de velocidades se encuentra fuera de este rango de adquisición, por motivos de solapamiento de fase, se producirá *aliasing* y parecerá que su valor de velocidad indica en la dirección opuesta.

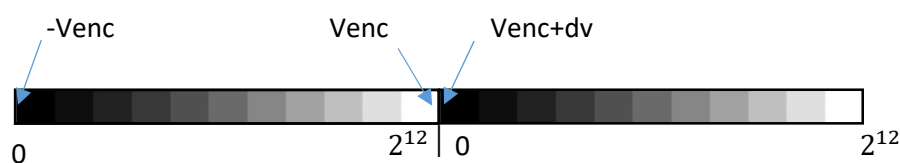


Figura 3.2: Solapamiento de escalas mostrando la intensidad de valores fuera de la escala (*aliasing*).

Cada corte medido en un estudio de Contraste de Fase tiene cierta anchura, es decir, no es estrictamente bidimensional. Por lo tanto, los valores representados por los píxeles de la imagen son correspondientes al valor de la velocidad en un volumen. Por ello los píxeles de la imagen corresponden a vóxeles en el conjunto 4D de las imágenes.

3.1. OBTENCIÓN Y PREPROCESADO

Los estudios de resonancia son extraídos directamente de la máquina de resonancia magnética, y posteriormente, volcados en un portal de transmisión de estudios de imagen médica del cual hace uso el hospital. En este punto los estudios tienen un mínimo

preprocesado que hace por defecto el escáner de resonancias magnéticas y depende del estudio realizado. Estas reconstrucciones permiten la toma de imágenes en menor tiempo a costa de sacrificar parte de la obtención del espacio K perdiendo precisión espacial en la imagen resultante, pero no corrigen problemas como el *aliasing*.

Para la manipulación de los estudios extraídos es necesario poder identificar y separar las distintas series que vienen incluidas en este, y así, poder centrarse en aquellas que nos interesan. Esto puede hacerse con la ayuda de matlab o con un programa de apoyo como puede ser Sante DICOM Viewer, que nos permite visualizar todo el estudio completo y guardar las distintas series del estudio por separado. Las series que necesitan ser aisladas en este estudio son las tres series de Contraste de Fase en cada una de las direcciones del espacio y la serie de Cine de Eje Corto.

La serie de Cine de Eje Corto será utilizada para realizar una segmentación de nuestra región de interés, en este caso el ventrículo izquierdo.

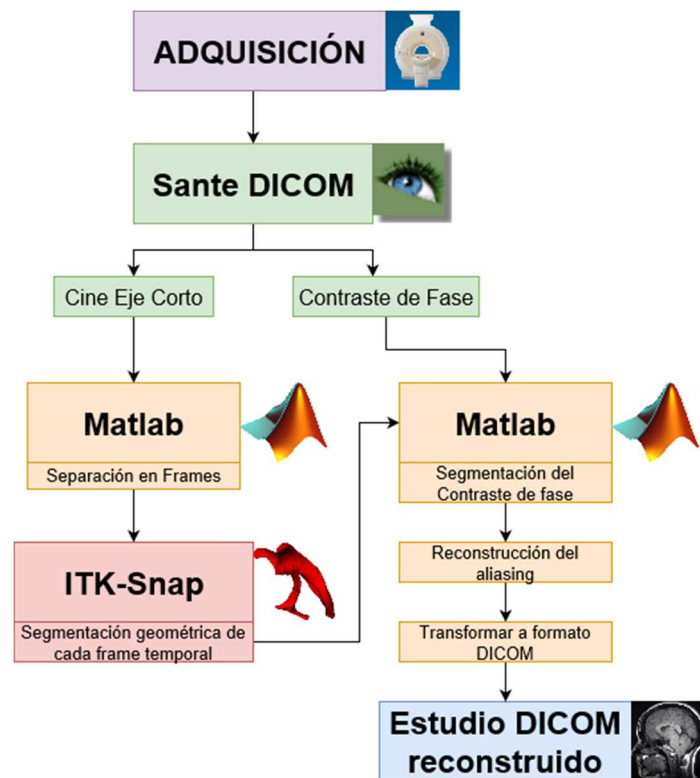


Figura 3.3: Esquema de procesado del estudio de Resonancia Magnética.

3.1.1. Segmentación

En el campo de la segmentación médica existen múltiples programas que ofrecen distintos beneficios al usuario dependiendo de cuáles sean sus prioridades. Para elegir un programa de segmentación en este estudio se tuvieron en cuenta aquellos con código abierto, así como aquellos de los que ya disponía el hospital.

Tras esta evaluación se valora la utilización de dos programas, uno gratuito y de libre acceso (ITK Snap) y un programa de pago del cual el hospital tiene licencia (Medis). Cada uno tiene sus ventajas e inconvenientes, siendo la principal ventaja del ITK la velocidad y la del Medis la precisión.

- **ITK Snap:**

Con este programa se realiza una segmentación por medio de expansión de ‘snakes’ para segmentar el volumen del ventrículo a partir de las imágenes adquiridas en la serie de Eje Corto. Las snakes son un término usado para referirse a curvas cerradas, o superficies en el caso de 3 dimensiones. Las serpientes se expanden por las regiones usando intensidad como criterio de expansión, esto quiere decir que las leyes de expansión de la snake resultarán en mayores velocidades de propagación entre intensidades similares y velocidades menores cuando se aproxime a un borde de intensidad distinta. Las velocidades de propagación son calculadas en cada punto de la snake y son perpendiculares a esta. [13]

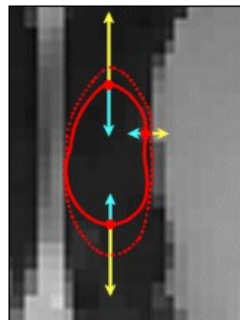


Figura 3.4: En esta imagen se puede apreciar una *snake* en proceso de expansión con flechas indicando las fuerzas a las que se ve sometido el contorno de la *snake* dependiendo de las intensidades cercanas.

Es capaz de realizar rápidas expansiones con un preprocesado poco exigente ofreciendo unos resultados muy capaces. Es recomendable siempre, tras realizar la expansión, que se compruebe que no se haya producido ninguna filtración de la máscara a otras cámaras o a través de la pared del ventrículo.

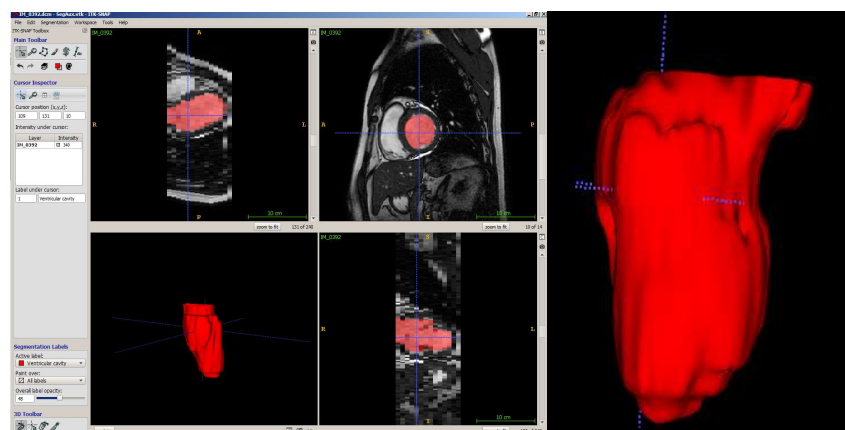


Figura 3.5: Conjunto de imágenes de la consola y resultado de la segmentación de ITK.

La segmentación resultante es exportada en formato ‘.vtk’ que contiene información sobre las coordenadas de la imagen en coordenadas reales pero con una inversión de signo

en los valores de “x” e “y” (las dos coordenadas coplanares con cada plano de corte del eje corto).

- **Medis:**

El método de segmentación de este programa ofrece mayor precisión al realizar la segmentación de cada imagen del cine de eje corto individualmente. Tiene la opción de una propagación automática pero los resultados deben ser revisados y ajustados manualmente. Para un cómodo reajuste ofrece una herramienta de goma elástica que es capaz de deformar el contorno rápida y eficientemente. [14]

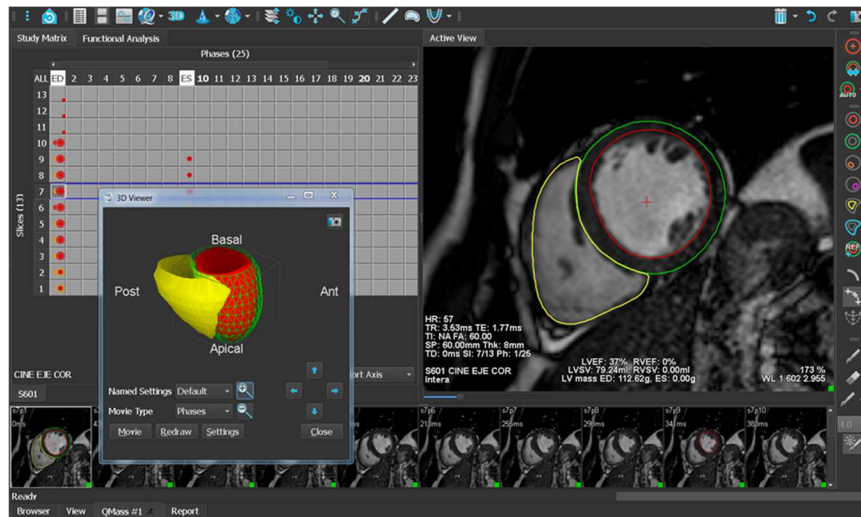


Figura 3.6: Imagen de la consola del software de Medis en la que se muestra la segmentación de un corte de la serie de Eje Corto y pantalla de resultados. [24]

Como resultado de la segmentación se obtienen un conjunto de anillos, uno por cada plano del eje corto y su evolución temporal. Con estos resultados se realiza una interpolación con suavizado de *B-splines* con condiciones periódicas en ángulo.

Esto se logra aplicando la función *csaps* de Matlab [15], capaz de generar dichas *splines* de suavizado sobre los diferentes anillos. Para las condiciones de contorno periódicas, al no haber una opción dedicada a estas en la función usada se extiende el contorno del anillo forzando así puntos coincidentes. Tras esto se realiza una interpolación entre los diferentes anillos generando una malla en tres dimensiones del ventrículo izquierdo. Esto repetido en los distintos instantes temporales genera la malla completa del ventrículo en movimiento.

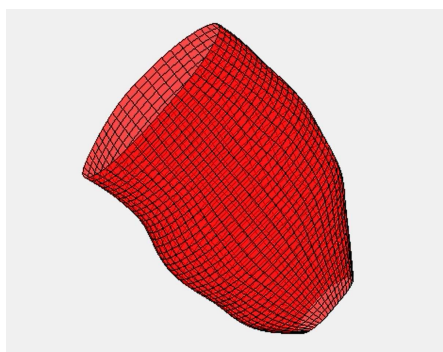


Figura 3.7: Resultado final de la segmentación con Medis y la interpolación.

Una de las cosas a tener en cuenta a la hora de hacer la segmentación del ventrículo con Medis para el *dealiasing* de este, es la altura de corte de la segmentación en la válvula mitral. Debido a la perspectiva es común terminar la segmentación cortando la válvula mitral a media altura o al comienzo de esta. Pero dado que las velocidades presentes en la región mitral de entrada de flujo son de las mayores, y por tanto de las que mayor *aliasing* presentan, es recomendable extender la segmentación a riesgo de invadir parte de la aurícula. Esto permite asegurarse de que las velocidades aliaseadas entran dentro de la segmentación y el área crítica esta bien delimitada para su correcto tratamiento.

Una vez está el estudio segmentado se busca aplicar la segmentación sobre la serie de Contraste de Fase. Pero para ello hay que ser capaces de manipular los elementos necesarios en el campo de trabajo deseado, en este caso Matlab.

3.1.2. Tratamiento de imagen DICOM en Matlab

Para la correcta interpretación en Matlab de los estudios de resonancia magnética se tiene que ser capaz de leer la información que aportan los archivos DICOM en las cabeceras. Pudiendo leer con Matlab las cabeceras de cada imagen de una serie guardada en formato DICOM es posible ordenar dichas imágenes de tal manera que formen una matriz resultante con la información de las intensidades de la imagen, que representan las velocidades de la zona sobre la que se ha tomado la imagen.

En el caso particular del Contraste de Fase se encuentra una serie en la que el 50% de las imágenes pertenecen a las velocidades adquiridas y el otro 50% pertenece a unas imágenes anatómicas obtenidas como guía. Para poder formar la matriz en 4D con solo imágenes de velocidades las imágenes anatómicas deben ser clasificadas y separadas en el momento en el que se leen las cabeceras (headers) de estas, siendo posible diferenciarlas gracias a la información contenida en estos.

A la hora de leer la información incluida en los archivos DICOM con matlab se puede apreciar que una gran parte de los “tags” encontrados en el “header”, es decir, las etiquetas de la cabecera de la imagen DICOM, son privadas. Esto quiere decir que son campos específicos del fabricante de la máquina de resonancia magnética y varían de un fabricante a otro [8].

Matlab tiene un diccionario DICOM predefinido en su biblioteca con la información general común a todos los fabricantes, pero campos como el *Velocity encoding* se encuentran en campos privados sin nombre que matlab no tiene guardados y si se quiere reconstruir una imagen DICOM con esa información en su cabecero desde matlab, es imprescindible que estos campos se encuentren correctamente definidos en el diccionario.

Los tags del diccionario DICOM constan de diferentes secciones que vienen definidas de la siguiente manera [16]:

(Group,	Element)	VR	Description	VM
---------	----------	----	-------------	----

Los valores de “Group” y “Element” son valores alfanuméricos de cuatro cifras cada uno y se pueden considerar las coordenadas para encontrar un tag en la cabecera del archivo. Los valores privados también tienen unas coordenadas correspondientes que se muestran de la siguiente manera al leerse con Matlab “Private_Group_Element”, donde Group y Element son los valores correspondientes de estos.

El valor de “VR” o Value Representation es un código formado por dos letras mayúsculas que identifican el formato de la información contenida en ese tag.

La descripción, “Description”, es el nombre que se le da al tag para llamarlo de entre otros tags pudiendo ser una alternativa de las coordenadas (Group y Element) para acceder a un campo específico.

El valor de “VM” o Value Multiplicity contiene la multiplicidad del valor contenido en tag, definiendo así cuantos elementos del formato marcado por el valor VR son aptos para almacenarse en dicho tag.

Con este criterio se añadió al diccionario básico de Matlab un conjunto de tags privados de Phillips encontrados en diferentes Conformance statements ^[20,27] de los grupos 2001 y 2005, como, por ejemplo, el tag anteriormente mencionado correspondiente al *Velocity encoding*:

(2001,101A) FL PCVelocity 1-n

A pesar de los campos añadidos no se pudieron incluir todos los campos sin definir ya que no fue posible su localización. Sin embargo, los campos añadidos fueron suficientes para conservar la mayoría de los valores esenciales sin corromper a la hora de reescribir los archivos DICOM [17]. Esto se comprobó con su correcta lectura de valores privados esenciales en programas de terceros como el GT-Flow.

3.1.3. Creación de Máscara de velocidades

Una vez se tiene construida la matriz de velocidades en Matlab, se procede a aplicar la segmentación previamente obtenida por uno de los anteriores métodos. Esto servirá para crear una máscara que separe e identifique la región interior del ventrículo del resto de la imagen.

Es necesario conocer el sistema de referencia usado por la máquina de resonancia para sacar las imágenes de Contraste de Fase, así como el sistema de referencia resultante de exportar la segmentación de ITK o Medis. Las series de Resonancia Magnética tienen asignado en la cabecera su matriz de transformación espacial correspondiente para transformar las coordenadas de las imágenes de esta a un sistema de referencia en “coordenadas reales”. Dicho sistema reproduce las coordenadas que se pueden entender como reales dadas por el sistema de referencia de la máquina de resonancia en el momento en el que se tomó el estudio correspondiente como puede verse en la Figura 3.8.

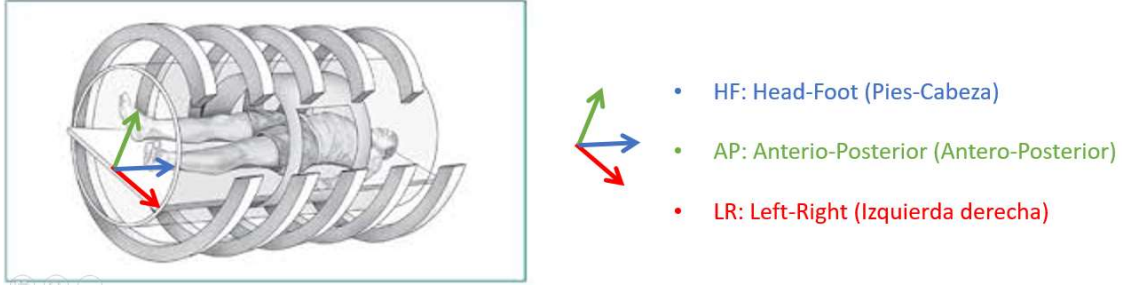


Figura 3.8: Sistema de coordenadas reales establecido por la máquina de Resonancia Magnética.

Para la segmentación ITK se usa una propia matriz de transformación contenida en el formato del archivo exportado (.vtk) teniendo en cuenta las peculiaridades que este conlleva (inversión de signos en las coordenadas x e y explicada anteriormente), por el contrario, para la segmentación resultante del Medis se usará como referencia la matriz de transformación construida a partir de la serie de Cine de Eje Corto.

Para ello se lee la información los tags de la cabecera del estudio DICOM a partir de los cuales se construirá la matriz de transformación para transformar el sistema de referencia a coordenadas reales. El método será igual para la serie de Contraste de Fase y la segmentación en Medis. [18]

Los tags a extraer de la información de la cabecera DICOM son:

- ImagePositionPatient (IPP): Vector de tres valores que indican la posición del punto de referencia del conjunto de las imágenes. Se puede considerar el offset sobre un sistema de referencia interno con el que compara la máquina.
- ImageOrientationPatient (IOP): Vector de seis valores que indica la orientación de los cortes del estudio con respecto a las direcciones de referencia de la máquina de resonancia mostradas en la Figura 3.4.
- PixelSpacing (PS): Vector de dos valores que indica el espaciado entre los píxeles en cada una de las direcciones coplanares del corte de cada imagen del estudio.
- SliceThickness (ST): Valor que indica el espaciado entre las imágenes del estudio.

Con esta información se construyen las matrices de Transporte, Rotación y Espaciado que serán usadas para la transformación de coordenadas.

Para la matriz de Transporte se usa la información obtenida del tag de IPP:

$$T_{ipp} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & IPP(1) \\ 0 & 1 & 0 & IPP(2) \\ 0 & 0 & 1 & IPP(3) \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (1)$$

Para la matriz de Rotación se usa el tag que da la información sobre el IPO:

$$R = \begin{pmatrix} IOP(1) & IOP(4) & s(1) & 0 \\ IOP(2) & IOP(5) & s(2) & 0 \\ IOP(3) & IOP(6) & s(3) & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (2)$$

Donde el vector s es el resultado del producto cruzado de r y c de la siguiente manera:

$$r = IOP(1:3) \quad (3) \quad c = IOP(4:6) \quad (4)$$

$$s = r' \times c' \quad (5)$$

Por último, la matriz de Espaciado se construye a partir de los dos tags sobrantes Pixel Spacing y Slice Thickness:

$$S = \begin{pmatrix} PS & 0 & 0 & 0 \\ 0 & PS & 0 & 0 \\ 0 & 0 & ST & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (6)$$

Con las tres matrices resultantes se puede obtener la matriz de transformación general (M) para transformar las imágenes de un sistema a otro con una sola operación.

$$M = T_{ipp} \times R \times S \quad (7)$$

Para transformar las coordenadas originales a Real World se multiplican las coordenadas de la imagen por la matriz de transformación M. Dando como resultado las nuevas coordenadas de la imagen.

Una vez hecho esto, gracias al cambio de coordenadas de imagen a Real World, el ventrículo izquierdo segmentado coincidirá con las velocidades de este en la matriz derivada del Contraste de Fase, haciendo posible su comparación para generar la máscara correspondiente al ventrículo izquierdo sobre la matriz de velocidades. Al realizar la máscara de la zona segmentada termina la etapa de preprocesado dando paso a la reconstrucción del *aliasing*.

3.2. MÉTODO DE GRADIENTES DIRECCIONALES

A la hora de analizar si existe o no *aliasing* en un pixel de la imagen de resonancia magnética hay que analizarlo en conjunto con los píxeles cercanos, ya que es imposible saber si este fenómeno está presente o no en un pixel aislado. Esto supone analizar las tendencias de variación de intensidad para detectar saltos no naturales en el campo de velocidades, es decir, en la intensidad de los píxeles.

En cuanto a píxeles cercanos se pueden encontrar en las cuatro dimensiones (3D+t) sobre las que está hecho el estudio: 2 dimensiones en el plano de la imagen, 1 dimensión en altura de corte y 1 dimensión temporal.

De esta manera surge la aproximación a la corrección del *aliasing* por medio de análisis de barrido de gradiente. En este método se analizan los píxeles contiguos al pixel a evaluar en una dirección para así detectar saltos individuales de un valor de velocidad al inmediatamente posterior. Dicho método es capaz de recordar en qué nivel de *aliasing* se encuentra cada pixel para así aplicar las correcciones cuando existen varios saltos o solo uno y el *aliasing* es mantenido durante varios píxeles.

En este método se busca recorrer la imagen con gradientes en determinadas direcciones buscando los saltos característicos del *aliasing*. Siendo posible tener gradientes en cuatro dimensiones.

$$\nabla G = \left(\frac{\partial \varphi}{\partial x}, \frac{\partial \varphi}{\partial y}, \frac{\partial \varphi}{\partial z}, \frac{\partial \varphi}{\partial t} \right) \quad (8)$$

∇G : Gradiente de la matriz de velocidades.

φ : Función que define el campo de velocidades.

x, y, z, t : Direcciones principales de las distintas dimensiones.

Por un lado, están las 2 dimensiones correspondientes al plano de corte correspondiente a cada imagen, de las que se extraen 4 direcciones de barrido. Dos de ellas son las direcciones principales x e y , con vectores unitarios \hat{i} y \hat{j} respectivamente. Las dos restantes son el resultado de la rotación de las direcciones x e y 45° en sentido antihorario, dando como resultado las direcciones x' e y' que son diagonales en el sistema de referencia original.

Los vectores unitarios de las nuevas direcciones serán, por tanto:

$$\hat{i}' = \frac{\hat{i} - \hat{j}}{\sqrt{2}} \quad (9)$$

$$\hat{j}' = \frac{\hat{i} + \hat{j}}{\sqrt{2}} \quad (10)$$

Dando como resultado el siguiente análisis de gradiente en cada una de las cuatro direcciones por separado.

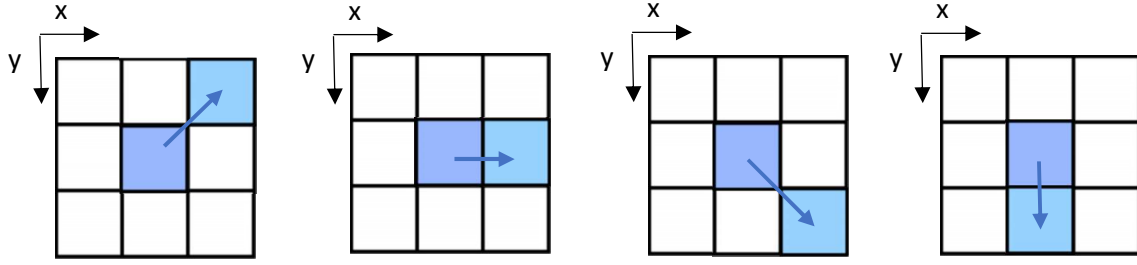


Figura 3.9: Direcciones de avance del gradiente en el plano de la imagen, siendo destacado los píxeles comparados.

$$\nabla G_{d1} = \frac{\partial \varphi}{\partial x'} \hat{i}' \quad (11) \quad \nabla G_x = \frac{\partial \varphi}{\partial x} \hat{i} \quad (12) \quad \nabla G_{d2} = \frac{\partial \varphi}{\partial y'} \hat{j}' \quad (13) \quad \nabla G_y = \frac{\partial \varphi}{\partial y} \hat{j} \quad (14)$$

Por otro lado, están las direcciones z y t , correspondientes las dos dimensiones que no pertenecen al plano de la imagen. Siendo sus vectores unitarios \hat{k} y \hat{t} respectivamente.

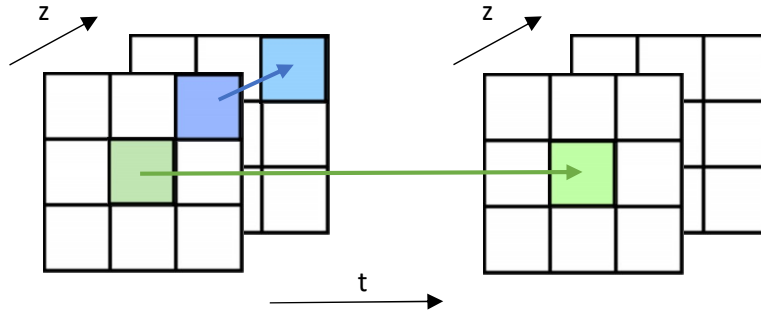


Figura 3.10: Direcciones de avance del gradiente entre imágenes, siendo destacado los píxeles comparados. En azul se muestra el avance entre píxeles correspondientes a cortes consecutivos espacialmente, en verde se muestra el avance entre píxeles correspondientes a cortes consecutivos temporalmente.

$$\nabla G_z = \frac{\partial \varphi}{\partial z} \hat{k} \quad (15) \quad \nabla G_t = \frac{\partial \varphi}{\partial t} \hat{t} \quad (16)$$

El principio de corrección usado es la evaluación del valor del salto de un punto a otro, que sigue la siguiente fórmula en el caso de la dirección x :

$$\frac{\partial \varphi}{\partial x} = \varphi(x, y, z, t) - \varphi(x + \partial x, y, z, t) \quad (17)$$

Para detectar la existencia de *aliasing* se ha considerado que, si el salto entre dos puntos es mayor que una tolerancia (tol), existe un salto debido al efecto del *aliasing* y no debido a variaciones de flujo naturales. Dicha tolerancia vendrá fijada con respecto los límites de intensidad en la imagen de resonancia $[0 - 2^{12}]$, ya que del valor de la distancia de estos valores se deriva directamente la magnitud del desplazamiento que afecta a los puntos aliaseados, y del incremento máximo natural de intensidad entre dos puntos (ρ_{max}), es decir, la diferencia máxima de velocidad entre dos píxeles contiguos sin contar con el *aliasing*.

$$\left| \frac{\partial \varphi}{\partial x} \right| > tol \quad (18)$$

Estando el valor de tol contenido en:

$$(2^{12} - \rho_{max}) > tol > \rho_{max} \quad (19)$$

Aunque no se recomienda apurar los valores de la tolerancia a ninguno de los dos límites ya que aumenta las posibilidades de malinterpretar los saltos de intensidad.

Si la presencia de un salto que no corresponde a la imagen natural es detectada, dicho salto debe ser corregido. Pero para ello se debe identificar si dicho salto ha sido sumado al valor original o restado. Para ello se analiza si el salto obtenido en el análisis de gradiente con el siguiente criterio:

-Si $\frac{\partial \varphi}{\partial x} > 0$, se considera que existe *aliasing* de un valor negativo a positivo.

-Si $\frac{\partial \varphi}{\partial x} < 0$, se considera que existe *aliasing* de un valor positivo a negativo.

De tal forma que, si el *aliasing* ha pasado de un valor negativo a positivo, en la reconstrucción se debe restar el salto; y viceversa, si ha sido desplazado de positivo a negativo, debe ser sumado el salto en la reconstrucción.

Con los conceptos básicos de la reconstrucción de barrido de gradiente expuestos se procede a su puesta en práctica con una serie de ejemplos de imágenes con *aliasing* presente creadas artificialmente como prueba.

3.2.1. Poiseuille 2D

El primer flujo creado que es sometido a estudio es un flujo de Poiseuille en 2-D. Es el flujo elegido dada su simetría y suavidad en el perfil de velocidades, que beneficia el análisis de los resultados.

La ecuación que describe el campo de Poiseuille es:

$$v = \frac{1}{4\mu} \frac{\Delta P}{\Delta x} (R^2 - r^2) \quad (20)$$

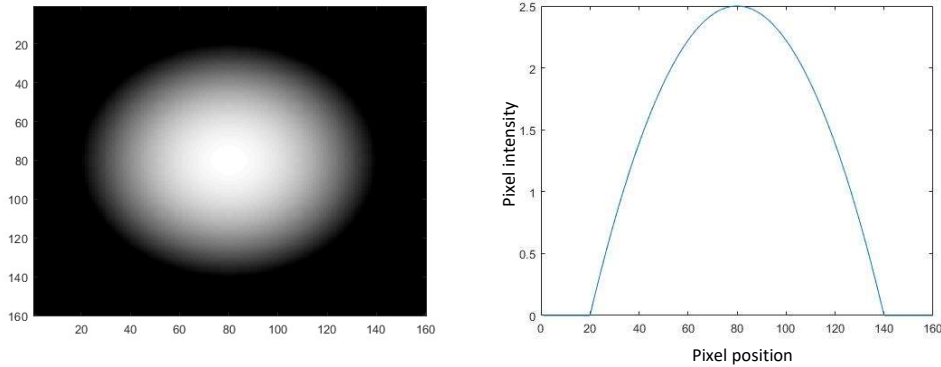


Figura 3.11: Imagen de flujo Poiseuille y grafica de intensidades correspondiente a un corte en el eje de simetría horizontal.

Una vez construido el flujo y para asemejarlo más a un caso real de resonancia magnética se genera un ruido gaussiano sobre la imagen. [19]

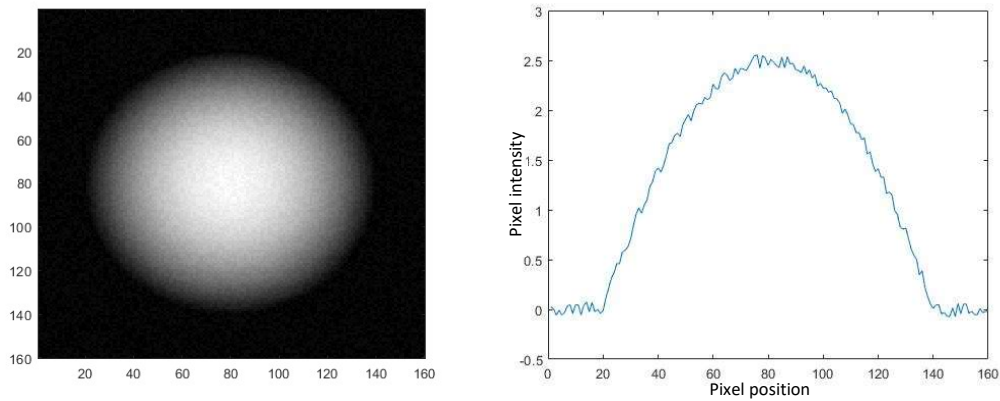


Figura 3.12: Imagen de flujo Poiseuille con ruido simulado y grafica de intensidades correspondiente a un corte en el eje de simetría horizontal.

Con el flujo ya distorsionado por el ruido, se simula *aliasing*. Fijando un valor límite para las velocidades (V_{enc}) a ± 1 unidad de velocidad se simula la toma de medidas de la máquina de resonancia magnética. Por lo tanto, cualquier valor que supere esos límites seguirá creciendo/decreciendo desde el límite opuesto, llegando a poder sufrir dicho proceso varias veces.

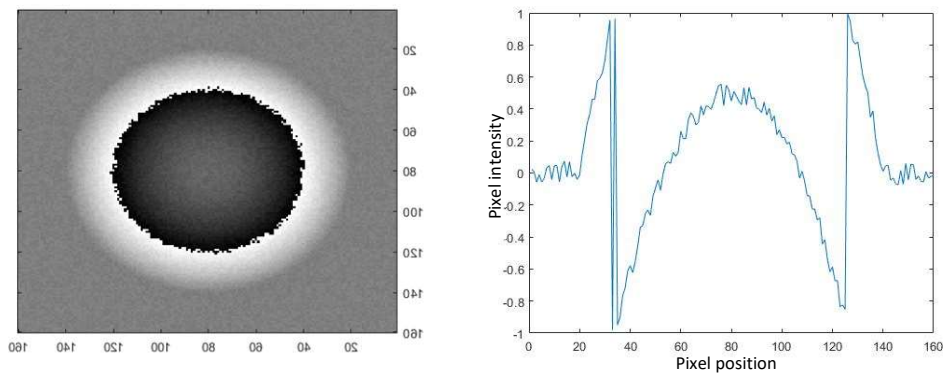


Figura 3.13: Imagen de flujo Poiseuille con ruido y *aliasing* simulado y grafica de intensidades correspondiente a un corte en el eje de simetría horizontal.

Para deshacer dicho *aliasing* se calculan los gradientes de la imagen. En este caso, al ser simétrico, con un solo gradiente es suficiente. Se realiza un gradiente horizontal y se lleva a cabo una reconstrucción de la señal.

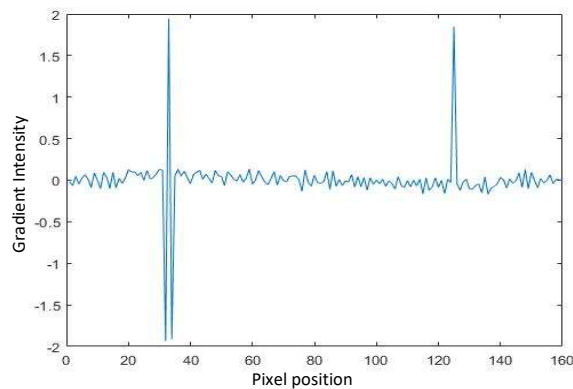


Figura 3.14: Gráfica de intensidades correspondiente al gradiente horizontal de un corte en el eje de simetría horizontal.

Con el conocimiento del valor límite de la señal usado para la simulación del *aliasing*, y usando una tolerancia de salto para el gradiente del 66% de dicho valor límite (Venc) se logra reconstruir el perfil pre-*aliasing* con ruido.

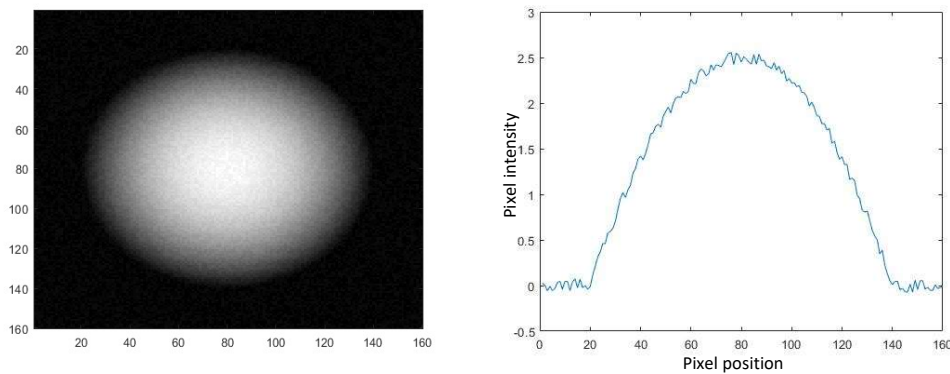


Figura 3.15: Imagen de flujo Poiseuille con *aliasing* reconstruido y grafica de intensidades correspondiente a un corte horizontal centrado a la mitad.

Como se puede observar, la reconstrucción se ha realizado por completo. Y no hay error entre la imagen creada (con ruido) y la reconstruida (sin procesar el ruido), el *aliasing* ha sido reconstruido completamente, solo existe el error introducido con el ruido.

Para deshacerse del ruido se aplica un filtro gaussiano. El filtro debe ser lo suficientemente fuerte como para deshacerse de parte del ruido y conseguir una señal homogénea, pero no lo suficiente como para hacer perder información a la imagen. El filtro gaussiano disponible en Matlab necesita de la introducción de un valor sigma que determinará la intensidad con la que es aplicado.

Para ello se lleva a cabo un breve análisis de la efectividad de diferentes intensidades de filtro gaussiano. Comparando la intensidad de la imagen resultante con la intensidad del error entre la imagen filtrada e imagen de la que partimos en el estudio podemos saber que intensidad de filtro es la más adecuada.

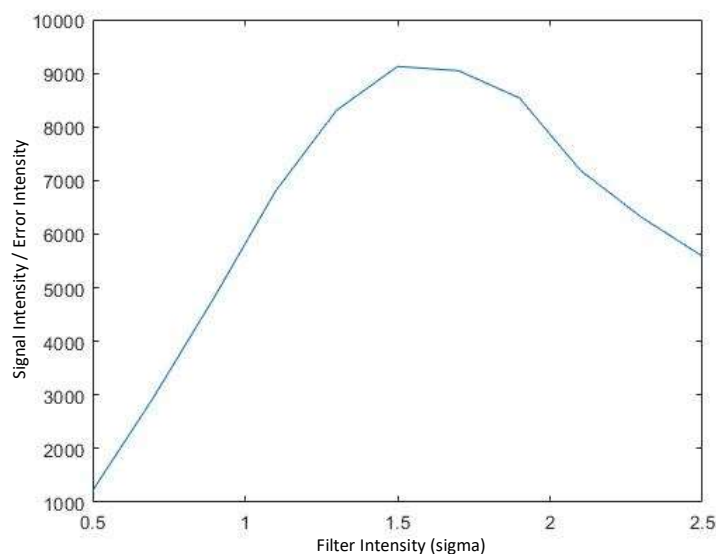


Figura 3.16: Gráfica comparando la dominancia de la imagen reconstruida sobre el error con la original tras aplicar un filtro gaussiano con distintos valores de sigma.

Tras dicho estudio, y viendo cómo afecta la intensidad del filtro a la relación de la intensidad de la señal resultante con respecto al error que da dicha señal con la original (sin ruido), se elige un filtro gaussiano con $\sigma=1.5$.

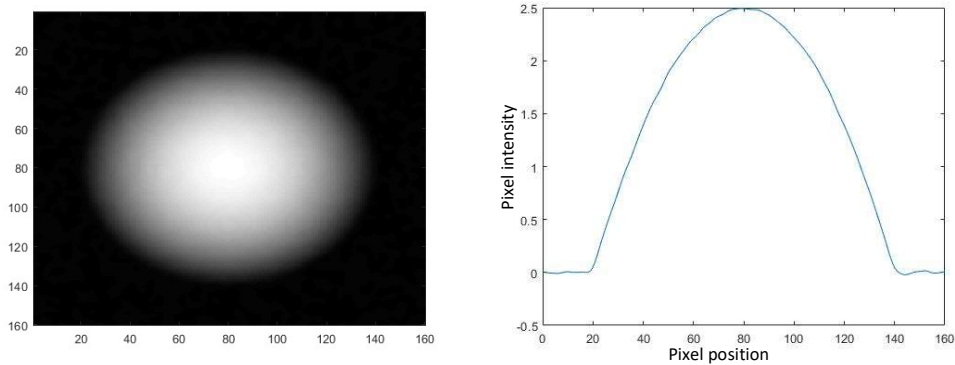


Figura 3.17: Imagen de flujo Poiseuille tras la aplicación de un filtro gaussiano adaptado después de la reconstrucción y gráfica de intensidades correspondiente a un corte en el eje de simetría horizontal.

Dicho filtro da como resultado una señal muy pareja con respecto a la que partimos, siendo la reconstrucción resultante satisfactoria.

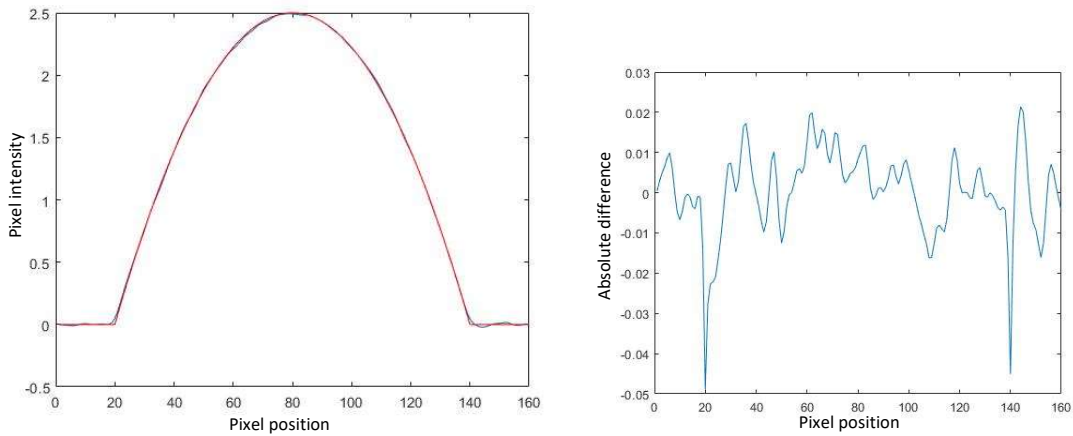


Figura 3.18: Gráfica comparativa de intensidades correspondiente a un corte en el eje de simetría horizontal de la señal original y la reconstruida. A su lado se encuentra una gráfica con el valor absoluto de la diferencia entre las señales previamente mencionadas.

3.2.2. Poiseuille 2-D & t

Se diseña un flujo Poiseuille como en el caso anterior, pero se introduce una variable de tiempo en la caída de presión de la fórmula del flujo Poiseuille del caso anterior. Consiguiendo así velocidades variables con respecto del tiempo (ver Figura 3.14: La velocidad aumenta desde el instante inicial, $t=0$, en rojo; hasta llegar a su máximo, $t=10$ en azul).

$$v = \frac{1}{4\mu} \frac{\Delta P(t)}{\Delta x} (R^2 - r^2) \quad (21)$$

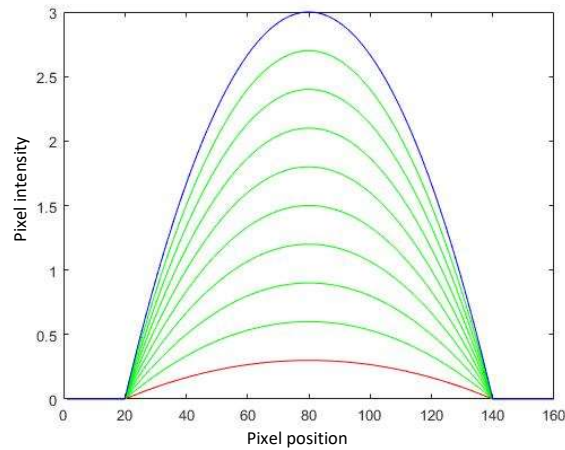


Figura 3.19: Grafica de intensidades correspondiente a un corte horizontal en el eje de simetría de la imagen de un flujo Poiseuille dependiente del tiempo donde se muestran varios instantes temporales.

A estas se les aplica un ruido gaussiano para asemejar el caso a los datos obtenidos en una imagen de resonancia magnética real. Dicho filtro tiene una intensidad de ruido fija que se mantiene a través de los perfiles de velocidades de los distintos instantes temporales. Y, por lo tanto, afectando en proporción más a instantes temporales con perfiles de velocidad de menor magnitud que a los de mayor magnitud.

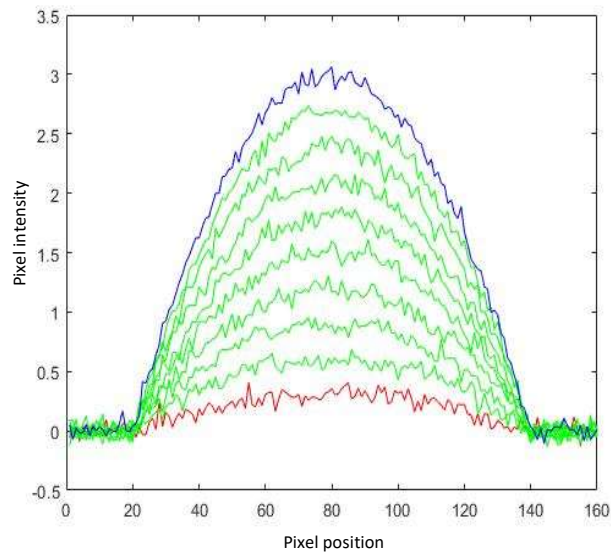


Figura 3.20: Grafica de intensidades correspondiente a un corte horizontal en el eje de simetría de la imagen de un flujo Poiseuille dependiente del tiempo con ruido simulado donde se muestran varios instantes temporales.

Como se puede apreciar, el ruido constante genera mayores errores en los perfiles de velocidades con menor magnitud.

Sobre el perfil de velocidades se simula un *aliasing* tomando como velocidad límite la de magnitud ± 1 unidad. Esto provoca que los perfiles de velocidades con magnitudes mayores sufran varios niveles de *aliasing*, mientras que los menores no lleguen a verse afectados.

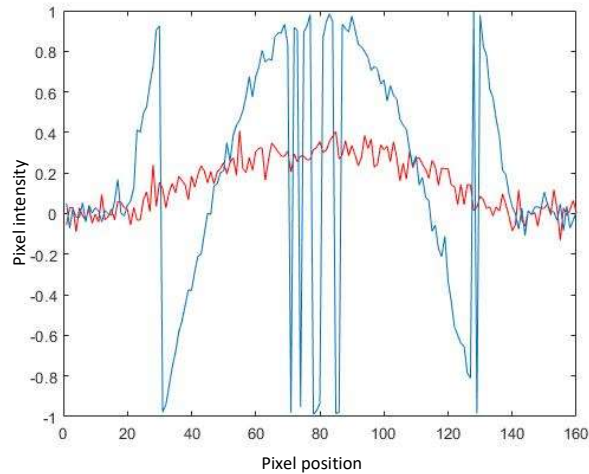


Figura 3.21: Grafica de intensidades correspondiente a un corte en el eje de simetría horizontal de la imagen de un flujo Poiseuille dependiente del tiempo con ruido y *aliasing* simulado donde se muestran el instante inicial y final.

Sabiendo la magnitud límite, aplicamos el código de *dealiasing* con una tolerancia de saltos en el gradiente iguales al 50% del salto de *aliasing* (1 nivel de salto de *aliasing* = 2 uds.).

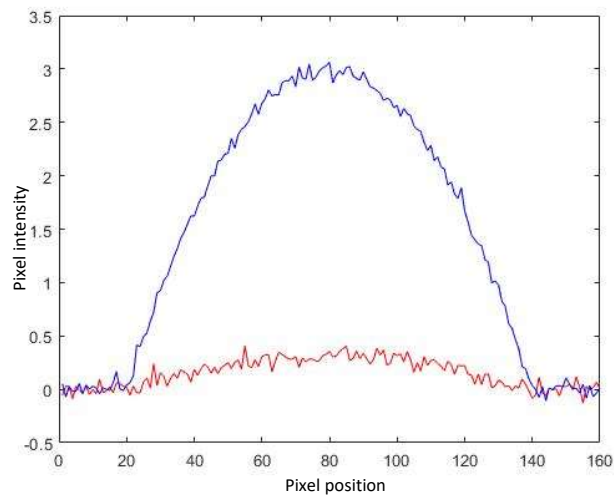


Figura 3.22: Grafica de intensidades correspondiente a un corte en el eje de simetría horizontal de la imagen de un flujo Poiseuille dependiente del tiempo con *aliasing* reconstruido donde se muestran el instante inicial y final.

Se logra recuperar el perfil de velocidades por completo, sin tener en cuenta la evaluación del ruido por el momento.

Para recuperar la señal minimizando el impacto del ruido se realiza un breve estudio determinando que magnitud de filtro gaussiano recupera mejor la señal original para cada uno de los perfiles de velocidades correspondiente a cada instante temporal.

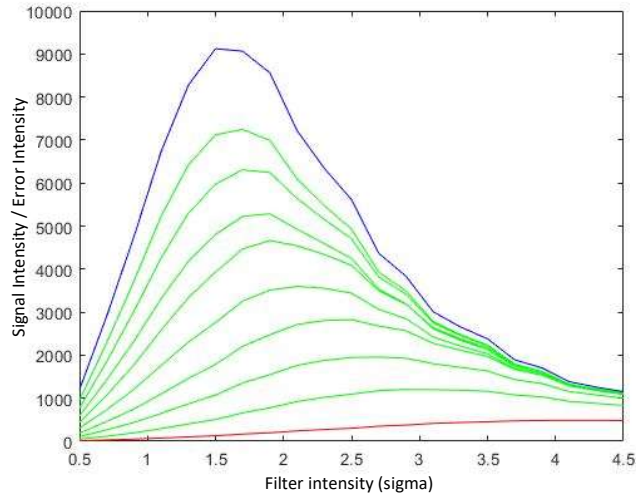


Figura 3.23: Gráfica comparando la diferencia entre la imagen original y la reconstruida tras aplicar un filtro gaussiano dependiente del parámetro sigma donde se muestran los distintos instantes temporales.

Con los resultados se puede aplicar un filtro gaussiano adaptativo con respecto a cada instante temporal que optimiza los resultados. Este filtro solo tiene propósito de devolver la señal a una etapa pre-ruido para así hacer más visible su correcta corrección.

Esta clase de estudio sobre la optimización del filtro de ruido solo es aplicable una vez conocida la señal original, pero el objetivo de este es realizar un estudio sobre la recuperación de la imagen original dependiendo del ruido. Una vez experimentado lo suficiente se podría aplicar a casos en los que no se conozca la imagen original para comprobar su eficiencia.

Tras la aplicación de este filtro se puede ver el resultado de la reconstrucción (azul) comparado con la señal original (rojo) en la figura 3.18.

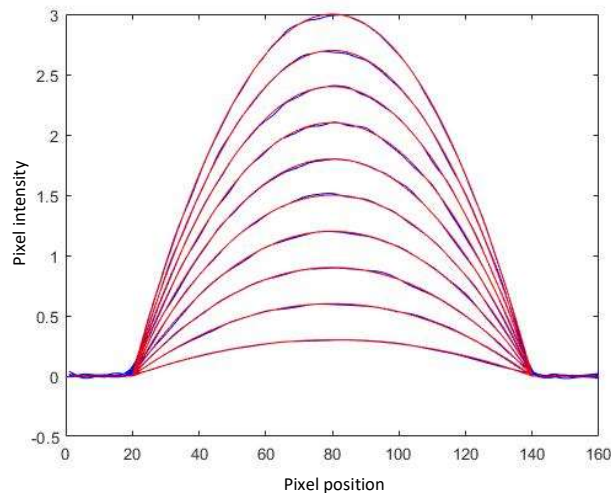


Figura 3.24: Gráfica comparando la intensidad de un corte en el eje de simetría horizontal de la imagen reconstruida y original en los distintos instantes temporales.

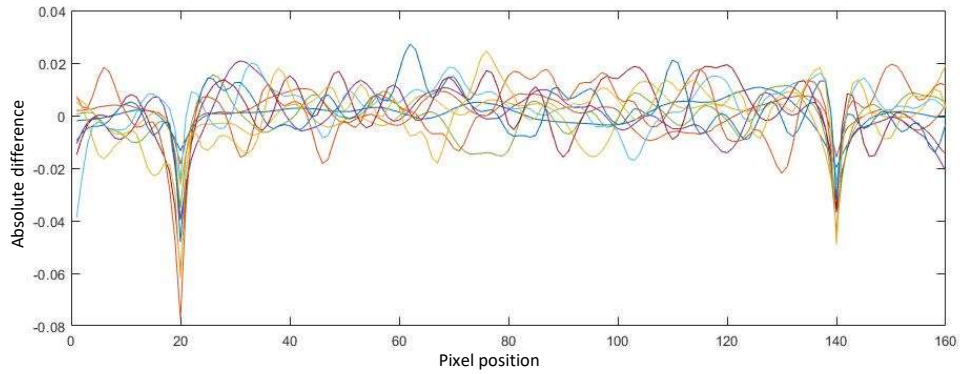


Figura 3.25: Gráfica que muestra el valor absoluto de la diferencia de intensidades de las señales comparadas en la figura anterior (ver Figura 3.18).

Como puede verse en la figura 3.22 los principales errores de reconstrucción son a causa del ruido y el filtro aplicado sobre la señal

3.2.3. Vórtice 2-D

Para el siguiente estudio se analiza un flujo que contiene un vórtice con las direcciones de velocidades x e y analizadas por separado.

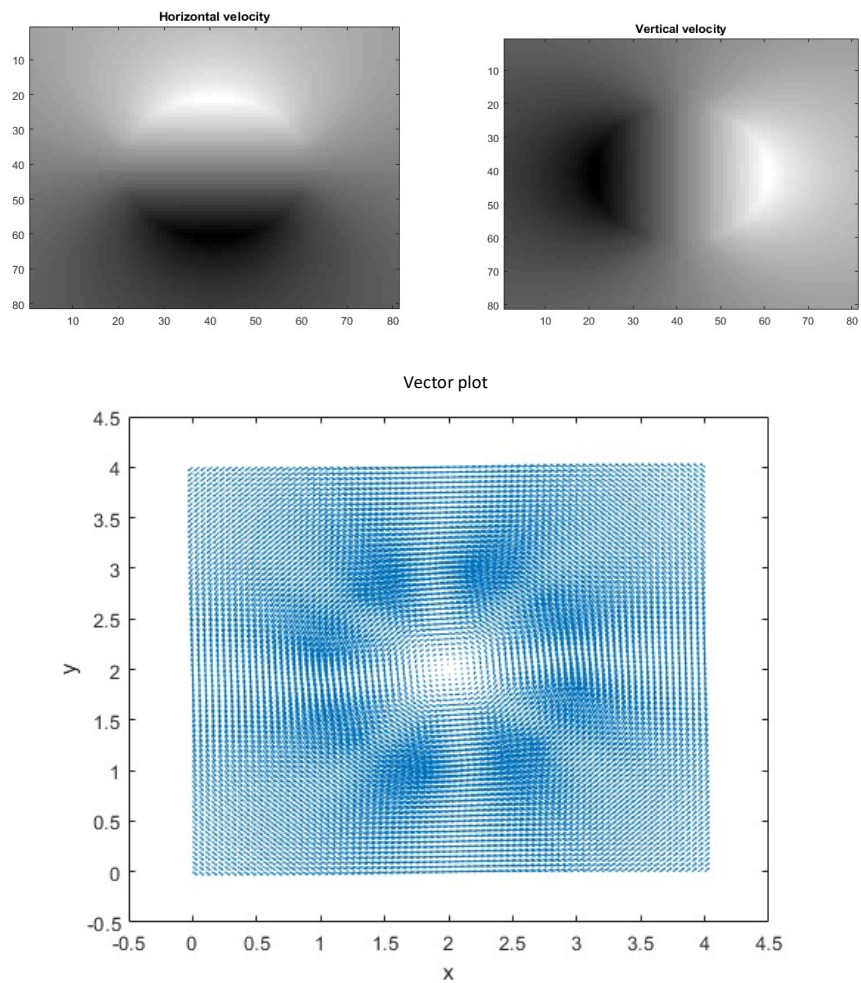


Figura 3.26: Figuras de intensidad de las velocidades horizontales, verticales y campo de velocidades en 2D del flujo.

En este caso se enseñará el proceso de tratamiento de las velocidades horizontales dado que ambos siguen los mismos pasos. En la imagen inferior podemos ver el perfil de velocidades horizontales en un corte en el eje de simetría vertical de la imagen.

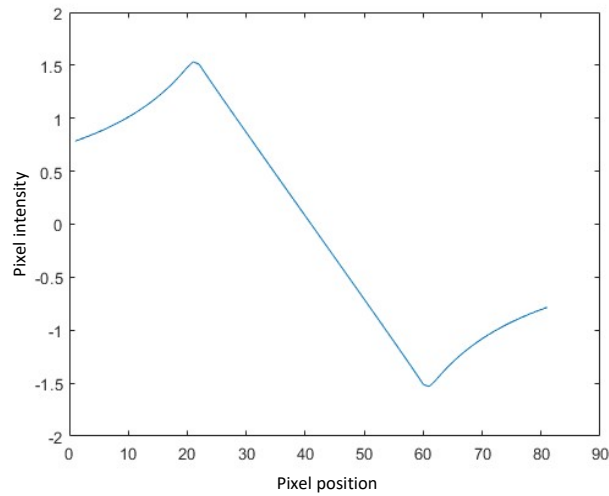


Figura 3.27: Gráfica de intensidades del corte vertical centrado a la mitad de las velocidades horizontales de un vórtice 2D.

Para asemejar el flujo a un estudio real de resonancia, se introduce ruido gaussiano.

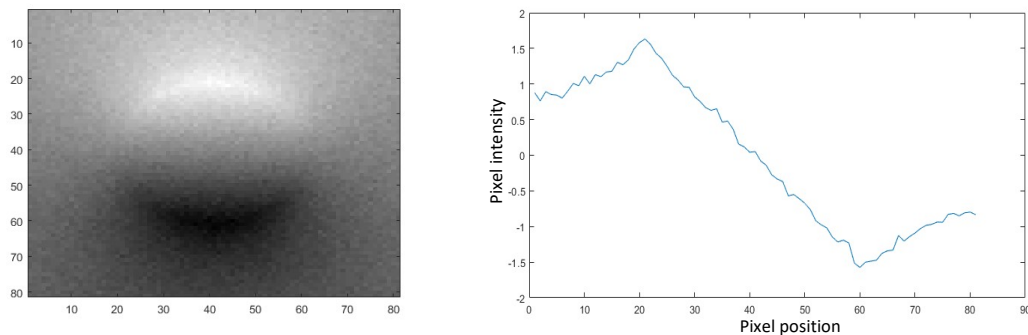


Figura 3.28: Imagen de las velocidades horizontales de un vórtice 2D con ruido simulado y gráfica de intensidades del corte en el eje de simetría vertical.

Al simular el *aliasing* se escoge una velocidad límite de ± 1 unidad, por lo tanto, todos los valores que queden fuera de este rango se verán afectados por el *aliasing*.

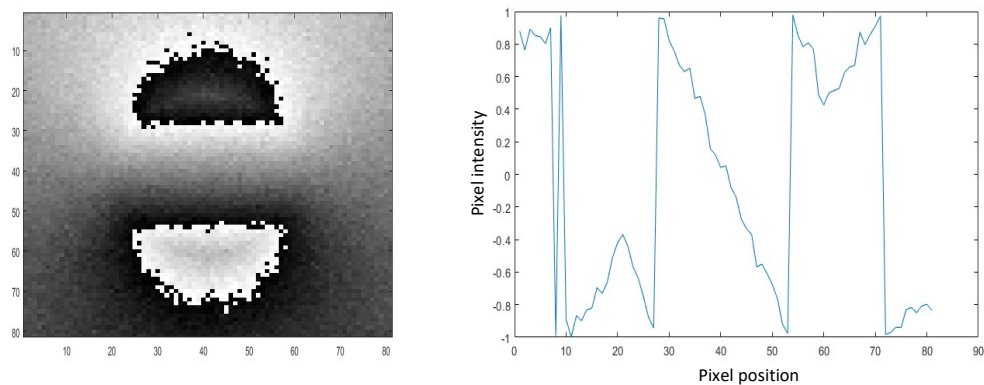


Figura 3.29: Imagen de las velocidades horizontales de un vórtice 2D con ruido y *aliasing* simulado y gráfica de intensidades del corte vertical centrado a la mitad.

Se puede apreciar como ciertas áreas han sido afectadas por el ruido en una medida suficiente como para salir del rango de valores especificado por el *Velocity encoding* y verse afectadas por el código que genera el *aliasing*.

Una vez se tiene la imagen con *aliasing* se aplica el código de *dealiasing* para volver a recuperar los valores reales de la velocidad. Para dicho código se computa el gradiente horizontal para el perfil de velocidades horizontales (se computa el vertical para las verticales) y se aplica una tolerancia de salto al gradiente de 0.5 uds., el 50% de la velocidad límite (25% del salto de *aliasing*).

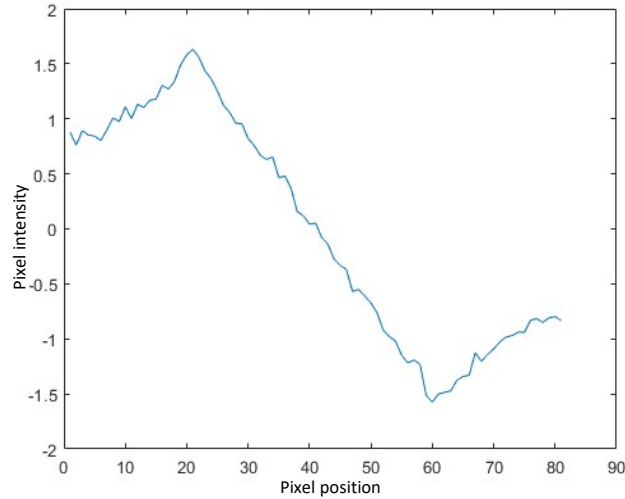


Figura 3.30: Gráfica de intensidades de un corte en el eje de simetría vertical de la imagen reconstruida de velocidades horizontales.

Para terminar, tras un análisis de eficiencia de filtro como en casos anteriores, se aplica un filtro gaussiano para suavizar el flujo y eliminar ruido. El resultado (línea azul) es comparado con las velocidades del flujo inicial (línea roja).

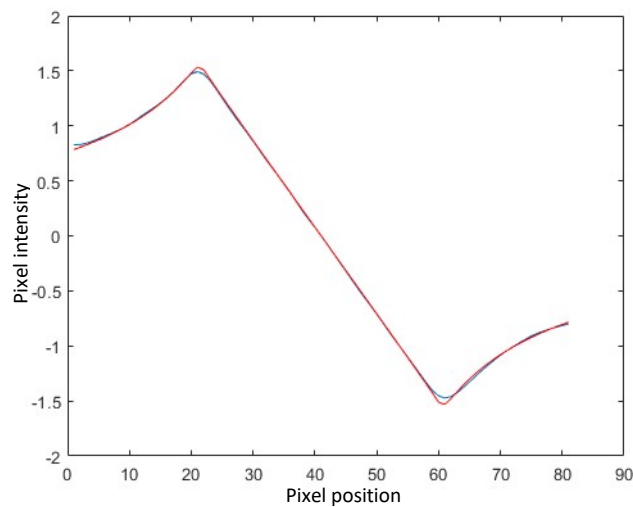


Figura 3.31: Gráfica de intensidades comparando un corte en el eje de simetría vertical de la imagen reconstruida de velocidades horizontales con el mismo corte en la imagen original.

Como se puede apreciar en la Figura 3.31 las velocidades reconstruidas se ajustan de una manera que el perfil de velocidad es casi idéntico salvo por los picos de velocidad que ven una ligera pérdida de intensidad debido al suavizado del filtro.

3.2.4. Ajustes del método para casos reales

Como se ha podido demostrar en los anteriores casos, el método de gradientes funciona consistentemente corrigiendo el *aliasing* por completo para diferentes flujos en los que el *aliasing* se presenta según lo esperado. Existen amplios márgenes para escoger el valor de la tolerancia sin que el resultado se vea afectado [20-80% del salto de *aliasing*]. Los márgenes dados son aproximados y dependerán del porcentaje de escala que suponga la pendiente natural entre dos puntos. Es decir, si el flujo tiene un pico de velocidades muy acentuado reducirá los márgenes escogibles para marcar la tolerancia de *aliasing*, pero un valor de un 50%-70% del salto de *aliasing* esperado es un valor prudente que asegura una corrección decente en la mayoría de los casos.

Esto demuestra que el método en si posee una capacidad suficiente para tratar con el problema teórico. Pero a la hora de asumir la reconstrucción de imágenes de resonancia magnética reales necesita de ligeros cambios antes de poder considerar su utilización.

- **Medio *aliasing***

En las imágenes de resonancia magnética analizadas en el hospital se encuentra presente un fenómeno por el que aparecen más regiones con intensidad modificada de las que son esperadas con el *aliasing* teórico. Dicho fenómeno consiste en que las regiones situadas entre los valores aliaseados y los valores no aliaseados sufren un desplazamiento de la mitad de un salto de *aliasing*. Esto podría deberse a un problema en la reconstrucción que lleva a cabo la máquina de resonancia magnética del hospital. Una manera posible de explicarlo es cómo la realización de la media de valores aliaseados y no aliaseados realizada por la máquina de resonancia con la que esta intentaría hacer una interpolación de intensidades. La otra manera posible es mediante un efecto de *aliasing* que repliega los valores más externos de intensidad con un salto de la mitad del *aliasing* teórico.

Dichas anomalías deben ser tomadas en cuenta para la aplicación del método de gradientes en la corrección de la imagen de resonancia real. De otro modo los saltos que intentase detectar el método de gradientes serían malinterpretados, y dependiendo de la calibración, identificaría medios saltos como completos si la calibración esta por debajo del 50% del salto de *aliasing* teórico o serían pasados por alto junto con las regiones de “*aliasing* real” en el caso de estar ajustado para la detección de saltos magnitud superior al 50%.

- **Particularidades direccionales**

También hay que tener en cuenta posibles problemas que pueden derivar del falso *aliasing*. En este caso, el principal problema encontrado tras el *aliasing* es la similitud en intensidad con ciertas zonas colindantes, haciendo indistinguible un salto de la zona sin *aliasing* a la zona con falso *aliasing* si es aproximado por ciertas regiones. Este problema

suele darse cuando se genera falso *aliasing* en un flujo unidireccional con vórtices adyacentes, el medio *aliasing* se mezcla en intensidad con las velocidades limítrofes del vórtice.

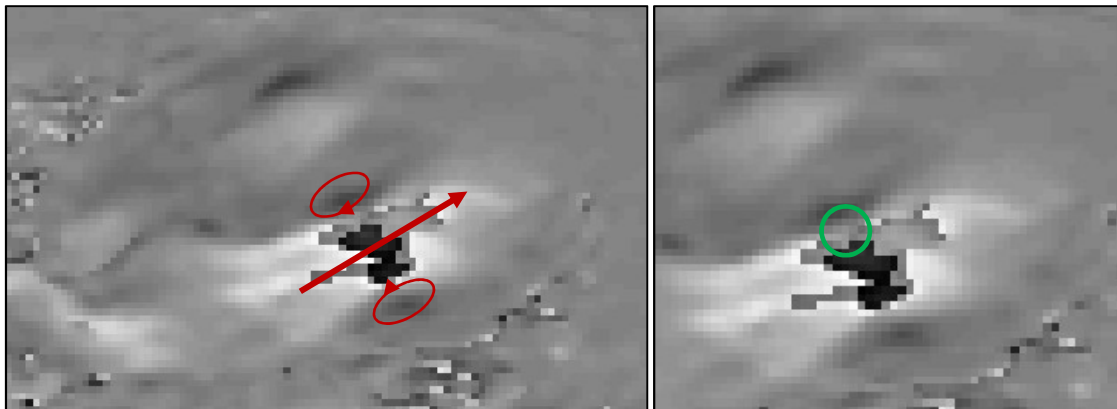


Figura 3.32: A la izquierda se puede ver la entrada de flujo al ventrículo izquierdo por la válvula mitral destacado con flechas direccionales de color rojo sobre una imagen de contraste de fase. A la derecha se puede apreciar una zona destacada con un círculo verde indicando la pérdida de contraste entre zona aliaseada y zona no aliaseada.

Como solución a estos posibles errores dependientes de la dirección de incidencia del barrido realizado para extraer el gradiente se idea un método que reduce al máximo estas particularidades. El método consiste en realizar el método de barrido de gradientes con dos direcciones distintas, en ambos sentidos. Que sea en ambos sentidos justifica que, si un error es arrastrado por uno de los sentidos de la dirección, en el sentido opuesto no se verá reflejado dicho error, y la combinación de dos direcciones hace posible reducir el impacto de los errores dependientes de direcciones específicas. Pese a esto, las direcciones escogidas tienen un gran impacto sobre el resultado de la reconstrucción.

Las direcciones que generan una mejor reconstrucción dentro del ventrículo izquierdo y consiguen verse menos afectadas por las particularidades anteriormente mencionadas son las direcciones que se asemejan más a las direcciones principales del flujo. Estas direcciones son las que conectan la válvula mitral del ventrículo izquierdo con el ápex y la válvula aórtica con el ápex.

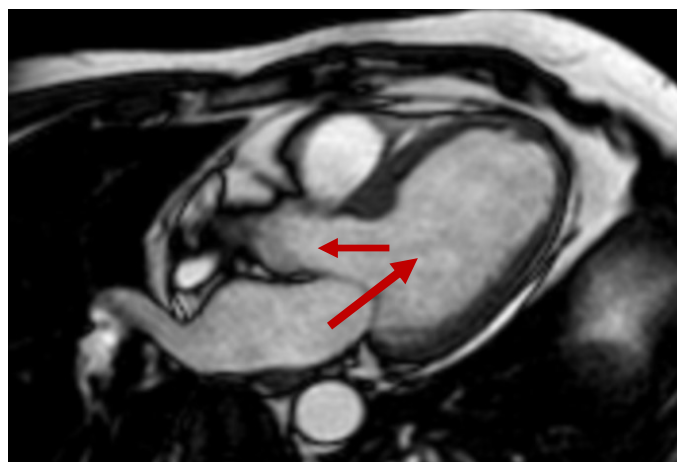


Figura 3.33: Imagen de Cine 3 Cámaras en la que se aprecia el Ventrículo Izquierdo, así como la entrada de la válvula mitral y la salida de la válvula aórtica, las flechas rojas indican la dirección de entrada y salida de flujo de estas válvulas.

Dichas direcciones se traducen en la combinación de dos barridos de gradiente combinando las direcciones (vertical, horizontal o diagonal) según la disposición anatómica de la cavidad cardiaca en el corte de la imagen de resonancia. En una imagen cortada con una perspectiva de 3 Cámaras, la combinación será de una vertical u horizontal con una diagonal como puede apreciarse en la Figura 3.33.

3.3. MÉTODO DE EXPANSIÓN DE REGIONES EN 4D

Con este método el objetivo no es la reconstrucción automática de la imagen, sino más bien la corrección manual y versatilidad debido a las particularidades que pueden derivar en errores del anterior método. El caso más claro es cuando una región aliaseada está en contacto con el contorno de la segmentación (por ejemplo, en el flujo saliendo hacia la arteria aorta durante la sístole). Este caso impide que el método de barrido de gradientes reconozca esas regiones de aliasing y por lo tanto no sea capaz de corregirlas.

La lógica detrás de este proceso de reconstrucción es la detección de zonas con intensidades similares y la expansión de un volumen en 4D, es decir, también extendiéndose en la dimensión temporal a partir de la introducción manual de un punto.

Esto es posible gracias a la función *grayconnected* incluida en la librería de Matlab. La función *grayconnected* ofrece la posibilidad de generar máscaras de valores interconectados con rangos de intensidad similares.

Dicha función requiere la introducción de un punto a partir del cual se inicializará la expansión de la máscara y de una tolerancia para conocer el rango de intensidad que es aceptado teniendo como referencia la intensidad del valor inicial. En este caso específico se crea una imagen auxiliar con valores '1' y '0' sobre la que aplicar la función, por lo tanto, la tolerancia es requerida a la hora de hacer la imagen auxiliar y dividir la imagen en valores binarios y no al llamar la función.

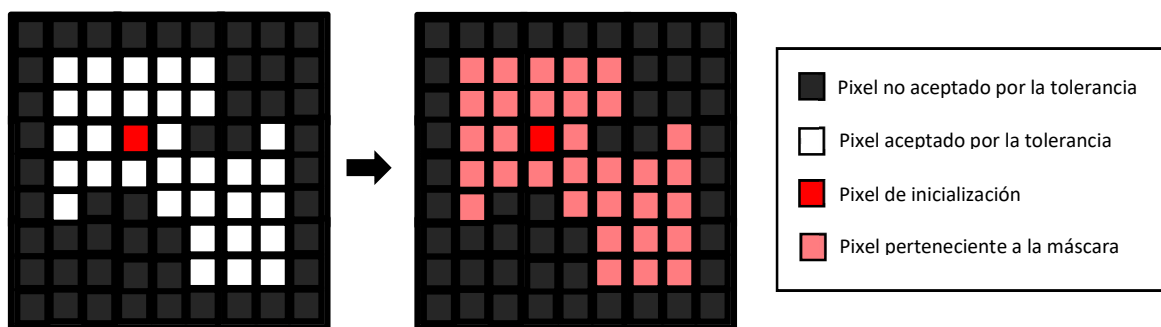


Figura 3.34: Simulación del proceso de expansión en un área de píxeles mediante un punto de inicialización.

Para la expansión en volumen y tiempo se crea una imagen auxiliar sustituyendo los valores de sus píxeles usando una tolerancia que dependerá del píxel inicial. La imagen resultante será una modificación sobre la imagen original transformando sus intensidades en valores 1 ó 0 dependiendo de si entra '1' o no '0' en el rango marcado por la tolerancia.

La condición para la propagación a otra imagen tanto temporal como espacial es que exista un pixel con valor 1 en la malla marcada por la tolerancia que sea adyacente, tanto espacial como temporalmente, a un pixel que pertenezca al conjunto de píxeles aceptados.

Todo este proceso solo necesita un único pixel aceptado en la inicialización, aquel introducido por el usuario. Los píxeles iniciales de las siguientes imágenes en distintos cortes son extraídos con ta técnica de propagación explicada.

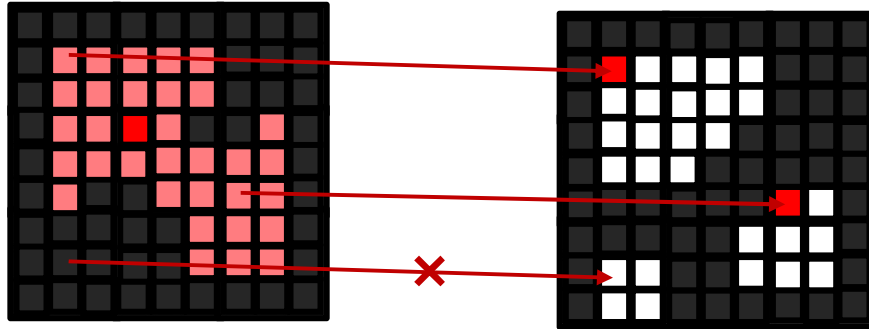


Figura 3.35: Simulación del proceso de propagación de puntos de inicialización a imágenes colindantes en el espacio y tiempo.

Una vez se tienen los puntos de inicialización de la nueva imagen se repite el proceso de expansión de la máscara.

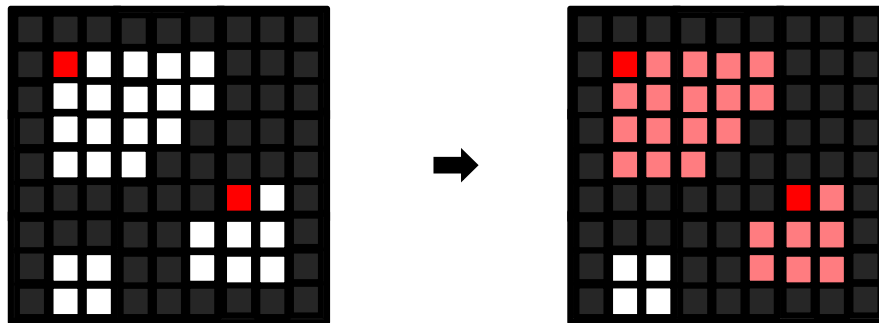


Figura 3.36: Simulación del proceso de expansión de nuevas áreas de la imagen propagada.

El área barrida por dicha mascara es guardada en una matriz auxiliar y el pixel inicial es evaluado. Según el valor de dicho pixel, que se corresponde en intensidad al resto de la región, se deduce el tipo de *aliasing* presente en esta (desfase positivo o negativo).

Una vez se tiene la máscara a corregir y se sabe el nivel de *aliasing* al que están sometidos dichos píxeles, se puede proceder a la corrección. Para ello se aplica el salto inverso al *aliasing* que se ha identificado sobre la máscara devolviendo la región a su fase correspondiente.

Las ventajas de este método son que es mucho más rápido y sencillo tanto de realizar como de comprobar sus resultados. Sin embargo, presenta ciertas desventajas pues no es capaz corregir regiones de “*aliasing* intermedio” dado que este tiene una intensidad similar al resto del flujo del ventrículo y se expandiría la corrección a zonas no deseadas y, además requiere la intervención del usuario para ser inicializado.

Es recomendable aplicar este método a las principales zonas con *aliasing* antes de aplicar el método de gradientes ya que corrige eficazmente dichas zonas y evita la propagación de estas con los posibles errores del segundo método.

3.4. INTERFAZ DE APOYO

Para facilitar la aplicación de estos métodos por parte del personal sanitario se crea una interfaz de guía al usuario en la reconstrucción sobre el ventrículo izquierdo de la serie de Contraste de Fase.

La interfaz es capaz de guiar al usuario de manera intuitiva de forma que sea posible su uso con una breve explicación. La primera pestaña da a escoger al usuario entre varios métodos de *dealiasing*, así como versiones precargadas de estos para su fácil utilización. También ofrece un método de visualización de todas las imágenes pertenecientes a un instante temporal, así como la visualización de todas las imágenes de un corte espacial seleccionando, seleccionando el corte o instante requerido cuando se solicite.

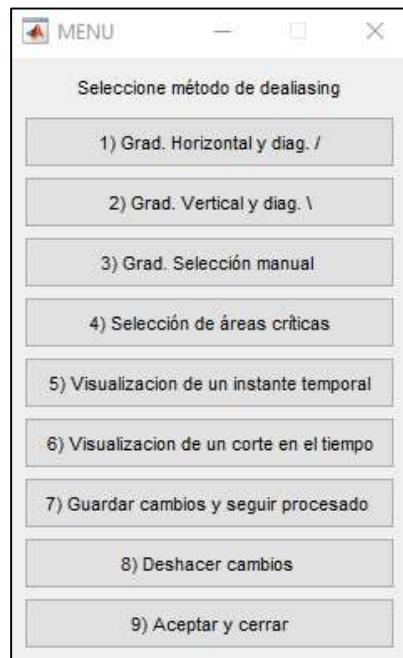


Figura 3.37: Ventana principal de la interfaz de reconstrucción de *aliasing*.

Mediante la selección de la pestaña de Gradiente de Selección manual se accede a una ventana que dará a elegir al usuario las diferentes direcciones con las que el programa es capaz de reconstruir la imagen. Se deben elegir dos direcciones para la reconstrucción de la imagen.



Figura 3.38: Ventana secundaria de selección de gradiente manual de la interfaz.

Esta ventana también da la opción de visualizar los resultados de la reconstrucción con gradientes unidireccionales en cada uno de los sentidos así como la opción de rechazar los gradientes escogidos y seleccionar nuevos en su lugar si el resultado visto no es satisfactorio. A su vez, es de destacar que como condición para la reconstrucción el usuario debe haber introducido dos direcciones, si el usuario ha escogido más direcciones o menos direcciones saltará un mensaje de ayuda indicando el problema.

La siguiente pestaña aparecerá al seleccionar el método de reconstrucción de áreas críticas. Esta pestaña ofrece la opción de un visualizado rápido del estudio en los instantes temporales donde se da la sístole y la diástole, que corresponden a los instantes donde se encuentran velocidades máximas en la válvula aórtica y mitral respectivamente y por lo tanto donde se espera la mayor presencia de *aliasing*.

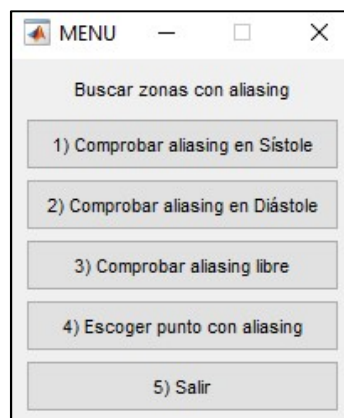


Figura 3.39: Ventana secundaria de selección de áreas críticas de la interfaz.

Además de las opciones predeterminadas de selección de instante temporal, existe una opción en la que el usuario puede escoger el instante temporal y la altura del corte para adaptar la corrección al estudio que se quiere corregir en caso de ser necesario.

Por último comentar que el programa permite el uso de ambos métodos como complemento el uno del otro, así como iteraciones de alguno de los métodos con distintas características a la corrección inicial. Para ello se debe elegir la opción de conservar cambios y seguir con el procesado. En caso de que no sea del agrado del usuario la corrección realizada existe una opción que permite deshacer los cambios y seguir con la corrección usando los nuevos parámetros que se deseen.

CAPÍTULO 4: DEALIASING DE IMÁGENES DE CONTRASTE DE FASE EN RESONANCIA MAGNÉTICA

4.1. REGIÓN DE INTERÉS SEGMENTADA DE UNA IMAGEN DE RESONANCIA

Como comprobación del método y antes de la corrección de un estudio completo se procede a la corrección de un corte espacial en un solo instante temporal, es decir, una imagen aislada del estudio de Contraste de Fase.

Para este caso se va a utilizar una imagen de Contraste de Fase en dirección RL (Derecha-Izquierda) de un corte axial donde se puede apreciar la cavidad cardiaca en fase de diástole, y se genera *aliasing* en la entrada de sangre al ventrículo izquierdo.

En Figura 4.1 se puede apreciar una anomalía en las cercanías de la región con *aliasing* que no sigue el comportamiento previsto del *aliasing*. Dicha anomalía ha creado una región de intensidad intermedia entre la zona con *aliasing* (negro) y la zona sin este (blanco) que se puede apreciar con mayor detalle en la Figura 4.2. A este fenómeno se le puede denominar *aliasing* intermedio.

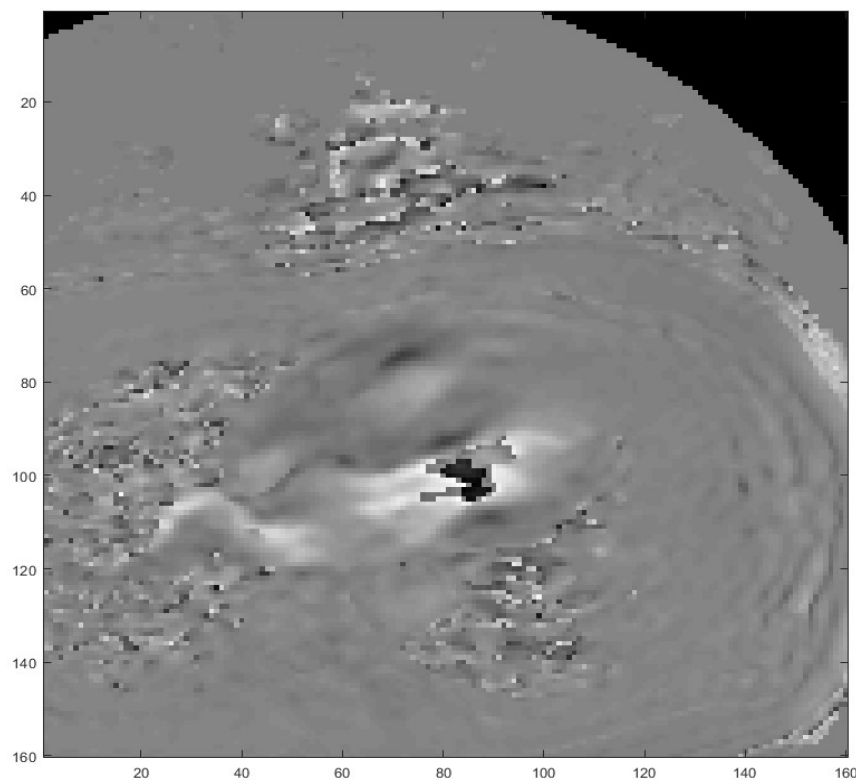


Figura 4.1: Imagen de Contraste de Fase de Resonancia Magnética en sístole con *aliasing* presente.

Para inicializar la corrección del *aliasing*, aislaremos la zona afectada por el *aliasing* (con unas medidas de 26x21) y así poder correr el código de corrección en una zona con *aliasing* lo más aislada posible de las interferencias del resto de la imagen de resonancia.

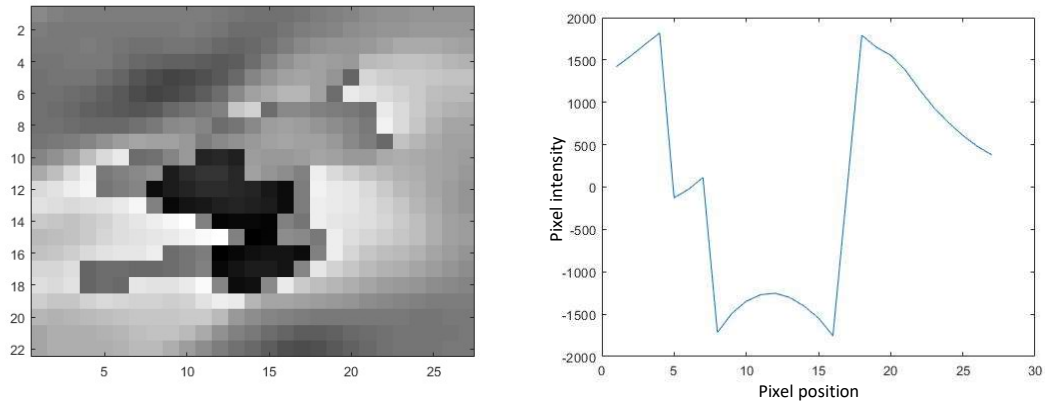


Figura 4.2: Imagen de Contraste de Fase segmentada con *aliasing* presente y gráfica de intensidades del corte en la fila 12.

4.1.1. Reconstrucción manual de la región de interés

Antes de correr el programa se lleva a cabo una reconstrucción manual del *aliasing* punto a punto para tener una referencia sobre la que evaluar la efectividad del código. Haciendo esto se puede apreciar que hay regiones en la zona con *aliasing* que en vez de presentar un salto de *aliasing* completo presentan saltos de la mitad de intensidad. Estas zonas se encuentran en la frontera entre zonas con *aliasing* y zonas sin este.

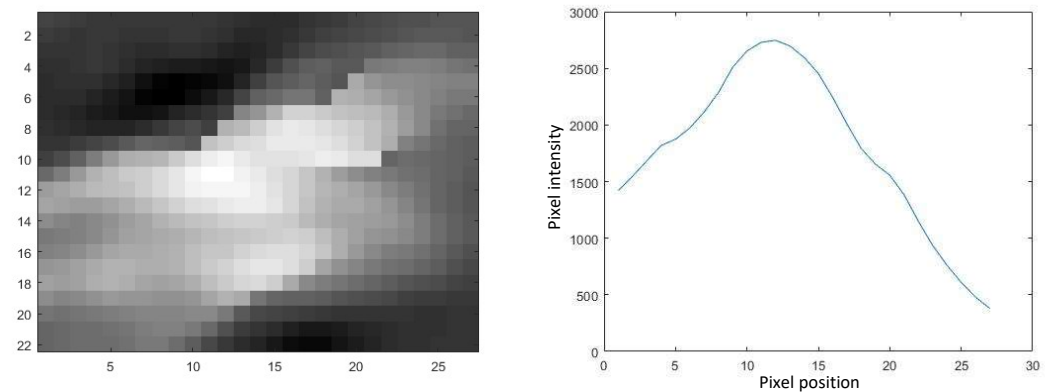


Figura 4.3: Imagen de Contraste de Fase segmentada y reconstruida maualmente y gráfica de intensidades del corte en la fila 12.

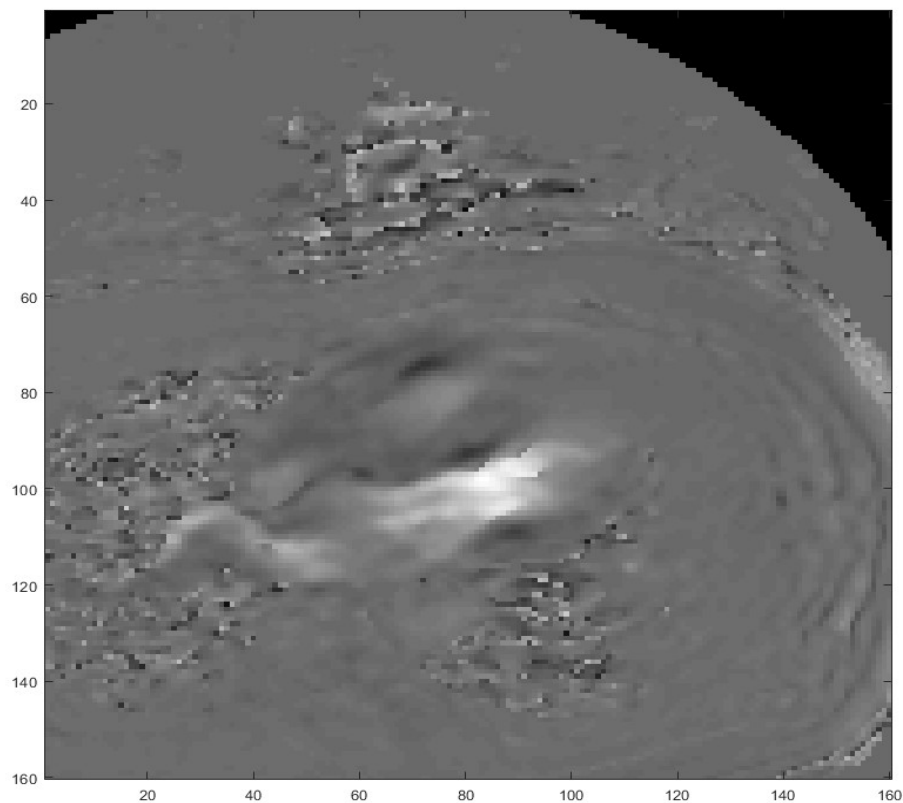


Figura 4.4: Imagen de Contraste de Fase con reconstrucción manual de *aliasing*.

Se muestra la porción segmentada reconstruida manualmente y su perfil de velocidades en la fila 12.

4.1.2. Reconstrucción del campo de velocidades

Para la corrección automática se usan dos pares de gradientes en sentidos opuestos en la dirección horizontal y en la diagonal de esquina inferior izquierda a esquina superior derecha. Dichos gradientes son aquellos más cercanos a estar alineados al eje principal del ventrículo. Posteriormente se comparan los cuatro gradientes para reducir errores en la corrección.

En la Figura 4.5 se pueden ver las reconstrucciones según el método de gradiente en las direcciones: diagonal noreste, diagonal suroeste, horizontal izquierda-derecha y horizontal derecha-izquierda, respectivamente.

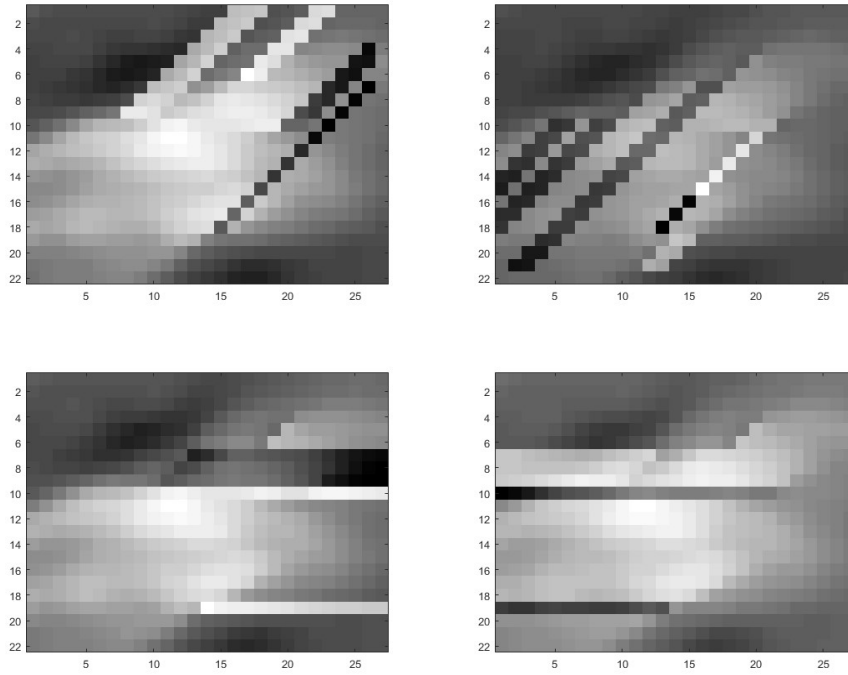


Figura 4.5: Imágenes de Contraste de Fase segmentadas y reconstruidas automáticamente por dos direcciones en ambos sentidos.

Los gradientes en la imagen real de resonancia no son lo suficientemente robustos como para usar solo una dirección, debido a que el ruido y los cambios abruptos de flujo interfieren con la detección del *aliasing*. Pero gracias a la combinación de varias direcciones (con mayor alineación al flujo principal, con *aliasing*) se pueden eliminar las falsas correcciones que no estén el menos en tres de las cuatro reconstrucciones independientes relacionadas con cada dirección.

Al realizar dicha superposición, da como resultado la imagen de la Figura 4.6. Esta, lejos de ser perfecta, corrige gran mayoría del *aliasing* detectado en la imagen inicial Figura 4.2.

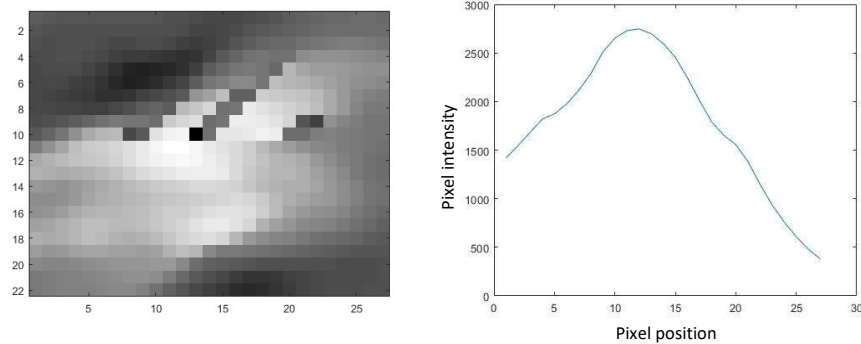


Figura 4.6: Imagen de Contraste de Fase segmentada y reconstruida por combinación de gradientes y gráfica de intensidades del corte en la fila 12.

Con el fin de reducir las posibles faltas del código a la hora de reconstruir el flujo se aplica un filtro gaussiano, tal y como se aplicó a los casos de flujo simulado, homogeneizando así los puntos que no han sido corregidos y disminuyendo el error. El

filtro se elige haciendo una breve valoración variando el valor sigma para ver cuál consigue asemejar más la imagen a la reconstruida manualmente.

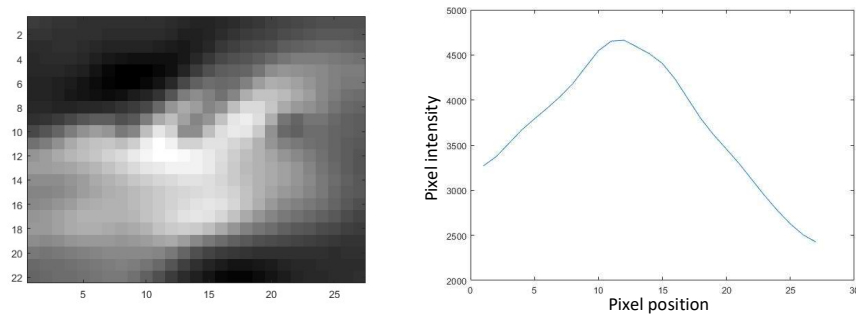


Figura 4.7: Imagen de Contraste de Fase segmentada y reconstruida por combinación de gradientes con filtro gaussiano adaptado y gráfica de intensidades del corte en la fila 12.

Una vez acabada la reconstrucción por código se sustituye la zona segmentada con *aliasing* por la zona corregida en la imagen general.

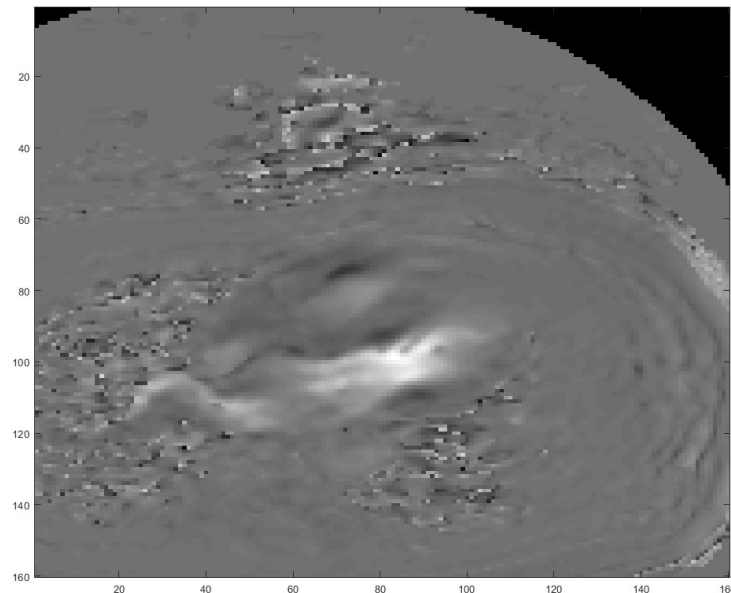


Figura 4.8: Imagen de Contraste de Fase reconstruida por combinación de gradientes con filtro gaussiano adaptado sobre la zona segmentada.

4.2. VENTRÍCULO SEGMENTADO EN 4D SOBRE LA IMAGEN DE RESONANCIA

Para automatizar la aplicación del código de *dealiasing* sobre el ventrículo izquierdo en el estudio completo de 4D sacado en la máquina de resonancia magnética, es necesario realizar un código previo que permita ordenar las imágenes DICOM en una sola matriz. En este código también se ha incluido un aislado de la zona de interés usando la segmentación previamente hecha con el programa ITK-Snap o Medis.

Una vez ya se ha realizado la segmentación del ventrículo y se ha extraído una matriz con las velocidades en 4D en Matlab, se aísla el ventrículo dentro de la matriz de velocidades y se aplica el código de *dealiasing* usado en el caso anterior. Dicho código ha debido ser modificado para poder ser aplicado a un caso con dos dimensiones más y poder evitar las áreas que no corresponden al ventrículo que queda dentro de la región segmentada. Esto ahorra los problemas que pueda causar el ruido de fuera del Ventrículo Izquierdo.

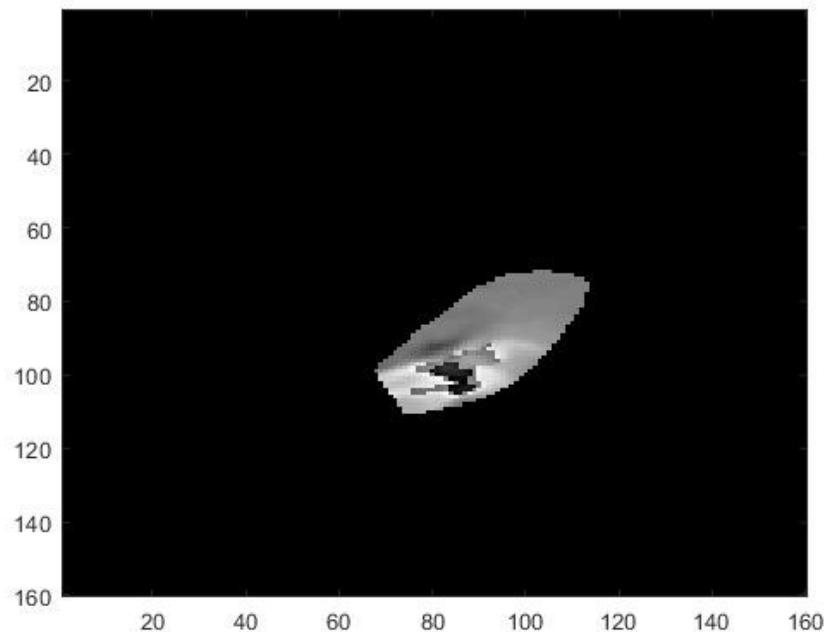


Figura 4.9: Imagen de contraste de fase con zona del ventrículo izquierdo aislada y *aliasing* presente.

Las direcciones de los gradientes se conservan del caso anterior, es decir, se eligen las direcciones que más se asemejen a las direcciones principales de los picos de flujo en la válvula aórtica y la válvula mitral (eje largo y eje horizontal). Posteriormente se combinan necesitando tres de las cuatro correcciones coincidentes para sobrescribir el valor original, y así evitar los posibles errores que pueden derivar de las particularidades de una dirección aislada.

Este proceso corrige las zonas de *aliasing* presentes en el ventrículo en las cuatro dimensiones corrigiendo las principales regiones que presentan *aliasing* sobre una matriz numérica que representa el conjunto de velocidades con un gran porcentaje de éxito. Pero el ajuste fino del método es complicado de conseguir, ciertos puntos se ven altamente afectados por las particularidades direccionales de su entorno causando fallos en varias direcciones y por lo tanto evitando su corrección y haciendo difícil llegar a hacer correcciones perfectas.

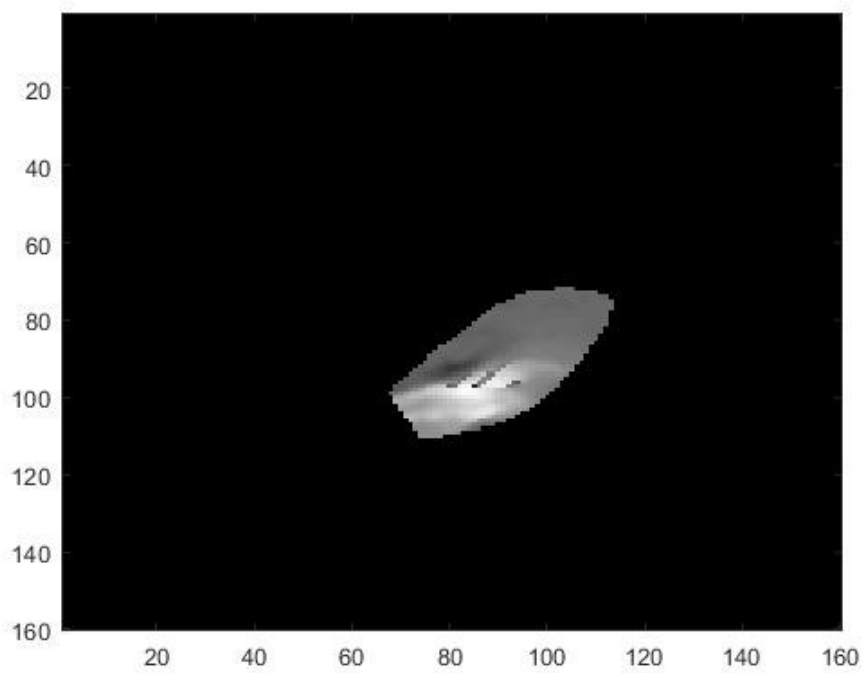


Figura 4.10: Imagen de contraste de fase con zona del ventrículo izquierdo aislada y *aliasing* corregido por método de gradientes.

En las zonas que presentan *aliasing* y llegan hasta el límite de la segmentación (como en la región de la arteria aorta en sístole) se pueden dar problemas con el método de barrido de gradiente y, por lo tanto, pueden quedar sin corregir tras la aplicación de este. Por eso es recomendable hacer una inspección del resultado del deliasing y en caso de ser necesario hacer un *dealiasing* particular de la región. Este *dealiasing* se hará mediante el método de expansión, siendo capaz de detectar regiones de intensidades similares en el tiempo. Es recomendable detectar la necesidad del método de expansión perva corrección y así aplicarlo de manera previa al método de gradientes.

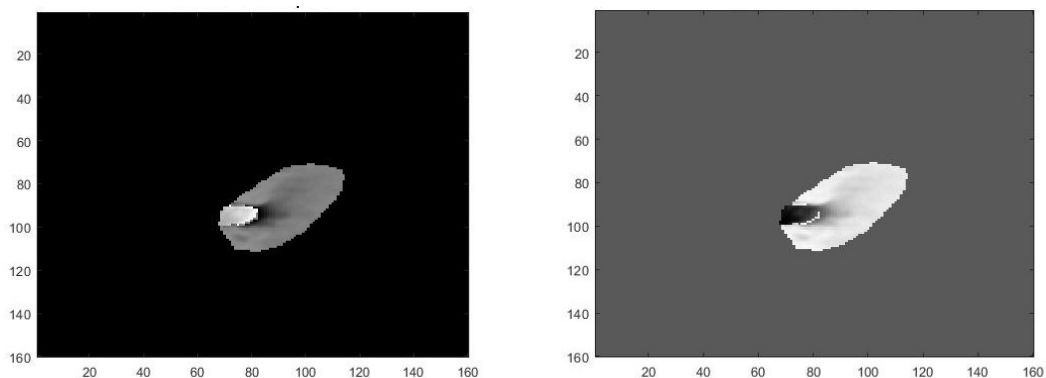


Figura 4.11: Imágenes de Contraste de fase en el ventrículo izquierdo antes y después de aplicar el método de expansión volumétrica a la región de *aliasing* de la válvula aórtica en sístole.

Este método es robusto y eficaz pero no es capaz de corregir regiones con medio *aliasing*. Si se intentase corregir el *aliasing* principal del ventrículo, la región de medio *aliasing* completa quedaría sin corregir como se muestra en la Figura 4.12.

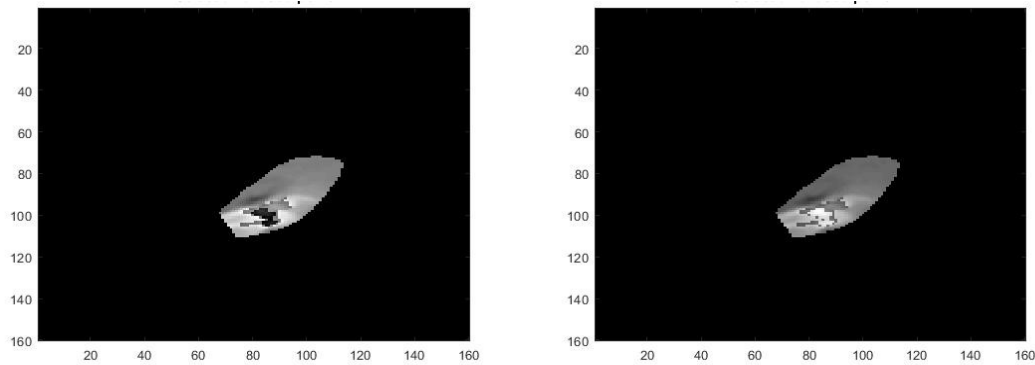


Figura 4.12: Imágenes de Contraste de fase en el ventrículo izquierdo antes y después de aplicar el método de expansión volumétrica a la región de *aliasing* de la válvula mitral en diástole.

Para mayor control del usuario se ha desarrollado una interfaz que permite la libre selección de gradientes para su posterior combinación, así como una posible previsualización antes de guardar los resultados. También se ha incluido una opción para el *dealiasing* de áreas críticas, como la región de la aorta, que al tener altas velocidades en el borde de la segmentación causan un comportamiento no óptimo del método de barrido de gradientes. Con esto se consigue un fácil acceso a los códigos disponibles y un acercamiento a posibles usuarios no familiarizados con el código.

Al tratar con todo el conjunto de velocidades, altas y bajas, en esta reconstrucción no se puede aplicar un filtro al resultado para mejorar la consistencia del flujo. Esto es debido a que un filtro de estilo gaussiano causaría una gran pérdida en la calidad de las velocidades bajas y provocaría su inutilización para posibles cálculos importantes a posteriori.

Una vez terminada la reconstrucción se sustituye el ventrículo corregido sobre la imagen original dando como lugar una imagen idéntica a la recibida pero con el *aliasing* reconstruido. En este momento también se hace un reescalado de la escala de intensidad de pixel junto con la *Velocity encoding* para que la imagen resultante tenga los mismos límites de intensidad que el formato DICOM original.

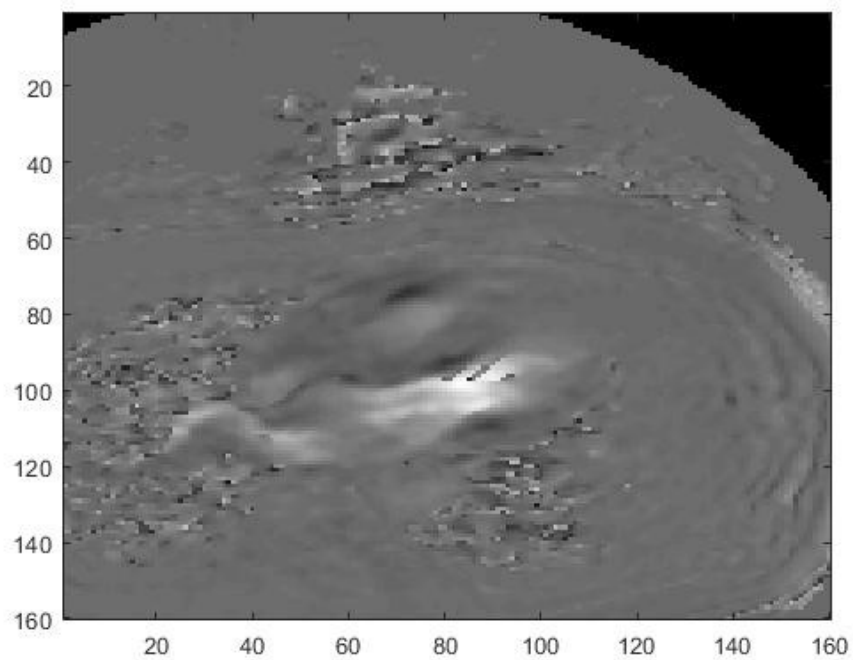


Figura 4.13: Imágen de Contraste de fase tras la reconstrucción por ambos métodos del flujo del ventrículo y superpuesto en la imagen original.

Una vez terminado de procesar el estudio es guardado de nuevo en formato DICOM para su posible acceso e interpretación por programas especializados en resonancia magnética, siendo este el formato más extendido cuando se trabaja con estas imágenes.

CAPÍTULO 5: RESULTADOS

Para comprobar la funcionalidad del código desarrollado se han seleccionado tres estudios de diferentes pacientes del hospital cuyos protocolos incluían la obtención de velocidades de las cámaras cardíacas mediante resonancia magnética. Cada uno de ellos pertenece a un protocolo distinto pero todos ellos tienen en común el ser sujetos que han sufrido un infarto.

Los tres estudios presentan diferencias en la forma en la que se manifiesta el *aliasing* en las imágenes:

- Estudio 1: El *aliasing* se manifiesta de la forma esperada según la teoría no mostrando zonas de medio *aliasing* dentro de la cámara cardíaca y solo siendo perceptible zonas de *aliasing* completo.
- Estudio 2: Este estudio es el que presenta el *aliasing* más complejo de los tres. El medio *aliasing* está presente en la mayoría de las imágenes en las que se aprecia *aliasing*. Además, presenta ciertas dificultades en relación con la geometría y orientación del *aliasing* que influyen en la corrección realizada por el código.
- Estudio 3: En este estudio se pueden encontrar tanto zonas de *aliasing* como de medio *aliasing*. Lo que diferencia este estudio del segundo es que las áreas de *aliasing* y medio *aliasing* están separadas de una manera menos compleja y la orientación y geometría no son tan exigentes con el código.

Los resultados mostrados en este apartado son aquellos obtenidos aplicando el método siguiendo los pasos previamente explicados. El código aplicado no ha sido modificado para la corrección de los diferentes estudios, el mismo código general es aplicado para reconocer sus límites y fortalezas.

▪ Estudio 1:

El primer estudio corregido ha sido elegido para analizar la eficiencia del código sobre un caso de *aliasing* común. Es decir, sigue todas las expectativas teóricas que han sido previstas en la generación de *aliasing*.

En un caso como este se espera que la corrección del *aliasing* se realice por completo sin que suponga ningún tipo de problema para el software.

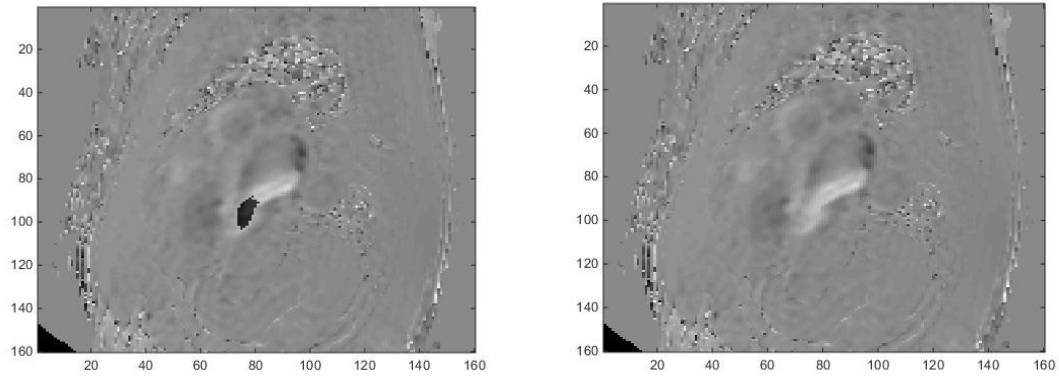


Figura 5.1: Contraste de estudio original (izquierda) y corregido (derecha) en fase de diástole.

Como resultado de la corrección de este estudio el *aliasing* fue reconstruido dentro del ventrículo izquierdo satisfactoriamente como se puede apreciar en la Figura 5.1. Todos los píxeles aliaseados fueron reconstruidos en este estudio con un éxito del 100%.

▪ Estudio 2:

El segundo caso ha sido elegido de entre los estudios disponibles con efectos de medio *aliasing* como un estudio que se sale de lo común, suponiendo así un reto para el código de corrección.

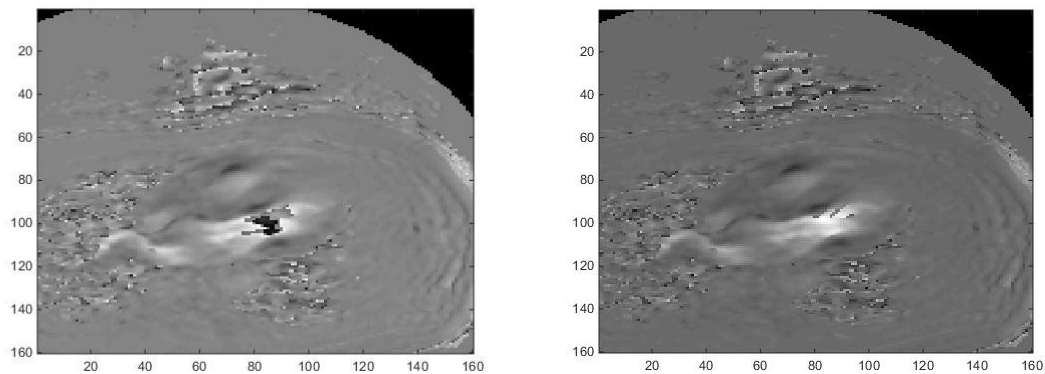


Figura 5.2: Contraste de estudio original (izquierda) y corregido (derecha) en fase de diástole.

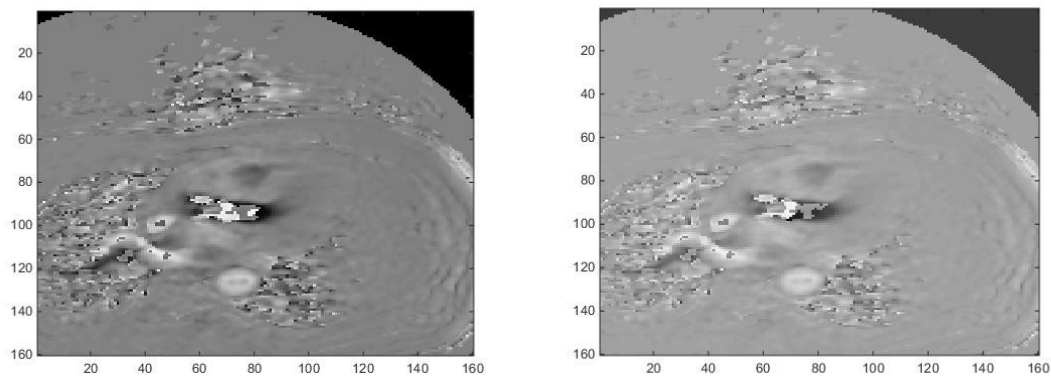


Figura 5.3: Contraste de estudio original (izquierda) y corregido (derecha) en fase de sístole.

Tal y como ha sido previsto este caso era el que suponía una mayor complicación para el código de reconstrucción y por lo tanto ha derivado en diferentes imperfecciones a la hora de aplicar la corrección.

Las imperfecciones derivadas de la corrección de este estudio son dos principalmente: medio *aliasing* persistente en la aorta y problemas de sensibilidad por medio *aliasing*.

La primera imperfección apreciable se debe al medio *aliasing* generando problemas de escasa sensibilidad entre las zonas de vórtices limítrofes al jet de entrada de la válvula mitral. Esto deriva en algunos errores arrastrados por el método de gradientes que son corregidos en su mayoría por la comparación de diferentes direcciones en el método de gradientes, pero no en su totalidad. El resultado con las imperfecciones se puede apreciar en la figura 5.2.

La otra imperfección apreciable se da en la salida de la aorta durante la sístole. El *aliasing* sale de los límites de la segmentación y por lo tanto es necesario corregirlo mediante el método de expansión de volúmenes en 4D. Este método deja sin corregir algunas zonas de medio *aliasing* que el código de gradientes que se aplica posteriormente debe corregir. Pero el mismo problema de zonas de *aliasing* en contacto con el borde de la segmentación se repite con el medio *aliasing* creando problemas de inicialización y provocando que no se corrijan debidamente como se puede apreciar en la Figura 5.3. En esta se puede visualizar el límite de la segmentación en la aorta en el lugar donde empieza el *aliasing* blanco, esto se debe a que las zonas fuera de la segmentación no han sido procesadas.

▪ Estudio 3:

El tercer y último estudio analizado es un estudio que representa una dificultad media de corrección para el código, teniendo medio *aliasing* presente pero que no presenta una mezcla de intensidades tan acentuada como el estudio 2.

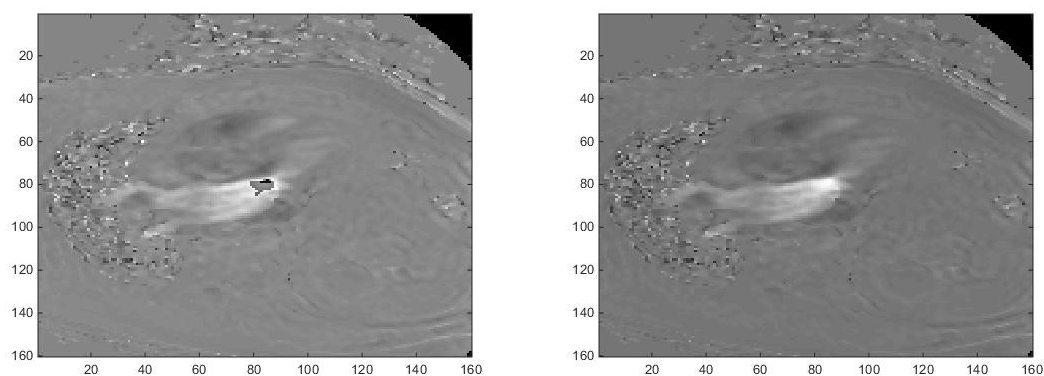


Figura 5.4: Contraste de estudio original (izquierda) y corregido (derecha) en fase de diástole.

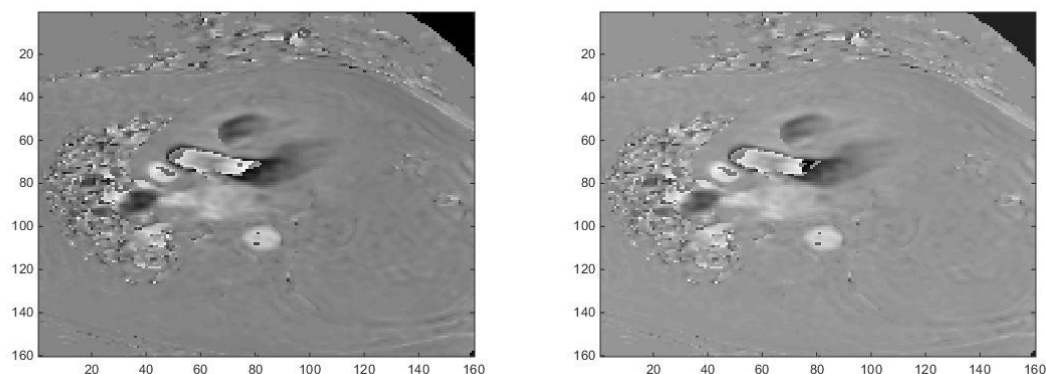


Figura 5.5: Contraste de estudio original (izquierda) y corregido (derecha) en fase de sístole.

En este estudio debido a la mejora de la sensibilidad en intensidades entre el medio *aliasing* y las zonas no aliaseadas el código es capaz de reconocerlas bien y no presenta las imperfecciones mencionadas en el estudio 2.

Por otro lado, si que se da el fallo de corrección de ciertas zonas de medio *aliasing* que se encuentran a la salida de la aorta tal y como sucedía en el estudio anterior.

5.1. ANÁLISIS DEL PROGRAMA

Para llevar a cabo un estudio de la eficiencia del programa en cuanto a la manipulación de los estudios DICOM se extraen los tiempos que tarda en ejecutarse el código en los diferentes estudios.

Los tiempos medidos se dividen en tres fases:

- El primer tiempo “T1” incluye el proceso de lectura del estudio DICOM y la generación de la matriz de velocidades en Matlab.
- En el segundo tiempo “T2” se mide el proceso de generación de una matriz segmentada a partir de la segmentación previamente obtenida con la herramienta de segmentación seleccionada.
- El tercer periodo “T3” abarca el tiempo de generación de un nuevo grupo de imágenes DICOM con las velocidades corregidas.

El tiempo de aplicación de los métodos de corrección no se ha medido debido a que la mayor parte de este dependerá del usuario que la lleve a cabo. Esto se debe a que es el apartado más interactivo del código. Cabe destacar dentro de este apartado que la aplicación del método de gradientes tarda de 2 a 3 minutos y el método de expansión solo unos segundos.

	<i>Estudio 1</i>	<i>Estudio 2</i>	<i>Estudio 3</i>
<i>N. imágenes</i>	2048	1520	2000
<i>T1</i>	5 min 8 seg	4 min 25 seg	7 min 49 seg
<i>T2</i>	4 min 47 seg	4 min 23 seg	4 min 24 seg
<i>T3</i>	20 min 16 seg	11 min 31 seg	19 min 15 seg
<i>Tiempo total</i>	30 min 11 seg	20 min 19 seg	31 min 28 seg

Tabla 1: Análisis de tiempos de ejecución

CAPÍTULO 6: CONCLUSIONES

Para concluir este estudio sobre el avance en el procesado de imágenes de resonancia magnética es necesario evaluar los objetivos cumplidos, los alcanzados y el futuro de estos.

En cuanto a los objetivos cumplidos se encuentran el crear un código capaz de manipular grandes cantidades de imágenes DICOM en 4D y procesarlas eficazmente, crear una interfaz que ayude al usuario en el uso de dicho código, el segmentado en 4D del estudio de resonancia, la sincronización de distintos sistemas de coordenadas para hacer compatible la segmentación con el resto del estudio y la reconstrucción al formato original del estudio procesado.

También ha habido objetivos que no ha sido posible realizar debido a la complejidad de estos o a que dichos métodos no terminaban de dar resultados utilizables en la práctica. Entre dichos objetivos se encuentran: la reconstrucción comparando distintos instantes temporales, la reconstrucción comparando distintos planos de corte, y la reconstrucción inicial del contorno del ventrículo segmentado para mayor consistencia de procesado.

En el caso de la reconstrucción comparando distintos cortes e instantes temporales se desarrolló un código, pero los resultados obtenidos presentaban una cantidad de ruido arrastrado demasiado alta para considerar su uso. Por otra parte, que la corrección no necesite de distintos planos espaciales o temporales ofrece la versatilidad al método de que pueda ser aplicado a imágenes aisladas sin la necesidad del resto del estudio.

El tiempo de corrección de los estudios es elevado pero la mayor parte del tiempo es invertido en la lectura y escritura del estudio. Por lo tanto, se podrían buscar métodos para reducir estos tiempos adaptando el código para un modelo de estudio específico. Teniendo en cuenta el tiempo elevado de procesado, sigue siendo justificado su uso debido a el ahorro de tiempo de repetición de los estudios.

En vistas a un futuro reciente esta mejorar la interfaz, probar posibles variantes del método de gradientes incluyendo como consideración las tendencias de flujo, añadir un reescalado a las imágenes finales para que se adapten al formato DICOM, y sustituir todos los valores seleccionados manualmente por valores dependientes de la imagen leída.

Hay que tener en cuenta que la aplicación de un barrido de gradiente, cuyas direcciones no coincidan con las direcciones principales de alineación del ventrículo, dará problemas en los estudios más exigentes debido a que la sensibilidad necesaria para corregir las regiones de falso/medio *aliasing* será suficiente como para verse afectada por las particularidades de flujo que se experimentan dentro del ventrículo.

En conclusión, el código da resultados que mejoran notablemente las imágenes iniciales. Cabe destacar la importancia del desarrollo de un método efectivo de lectura y escritura de imágenes DICOM en Matlab haciendo posible aplicar los tratamientos escogidos sobre estas y crear un estudio paralelo con los resultados.

En cuanto a los problemas, vienen dados por una alteración de intensidad que simula una velocidad aliaseada pero con un desfase de intensidad intermedio. Este se mezcla con los valores de fondo en intensidad y reduce la magnitud de los saltos dificultando su correcta identificación. Teniendo esto en cuenta, con un ajuste fino de la tolerancia escogida, el código es capaz de entender la mayoría de dichos saltos y reconstruir en la medida de lo posible las regiones que lo necesitan. Y gracias a la combinación de diferentes gradientes direccionales se evita la superposición de correcciones falsas sobre los valores originales, asegurando que el resultado siempre suponga una mejora.

6.1. MEJORAS Y TRABAJO FUTURO

Tal y como se ha podido ver en el apartado de resultados el código es perfectamente funcional. Los resultados corrigen por completo o casi por completo la mayoría de las imágenes y, en el peor de los casos, se ve una mejora considerable del *aliasing*, faltando por corregir detalles menores. Por ello, partiendo de la base de que el código es funcional y válido se podrían hacer ciertas mejoras sobre el mismo que ayudarían en algunas facetas de este o técnicas de procesamiento posterior para terminar de corregir dichas faltas menores.

- **Preprocesado:** Durante el desarrollo de este proyecto se ha valorado la implantación de un pre procesamiento del borde de la región segmentada para mejorar la robustez del código y especialmente para mejorar la inicialización del método de gradientes. Pero la idea no dio resultados debido a la dificultad de la tarea, requiriendo realizar el *dealiasing* sobre una carcasa de píxeles irregulares en el espacio y en movimiento a lo largo del tiempo. De ser desarrollada esta idea el problema de los puntos aliaseados colindantes con el borde de la segmentación dejarían de ser un problema y mejoraría la capacidad de corrección autónoma de la aplicación.
- **Método de gradientes:** Para el desarrollo de este se ha intentado aplicar el método de los gradientes entre las imágenes de diferentes cortes y también entre instantes temporales contiguos pero los resultados obtenidos en las pruebas de desarrollo no mejoraban con respecto a los usados dentro del plano, empeorando a veces el estado de la imagen original. El lado positivo de esto es que el código óptimo resultante no necesite de varias imágenes para extraer su máximo potencial y sea aplicable a imágenes individuales sin necesidad de tener el estudio completo. Pero de ser necesario un método de apoyo para la corrección de estudios se podría valorar este acercamiento temporal a la corrección del *aliasing*.
- **Optimización:** Uno de los ámbitos que se podrían mejorar del código es el tiempo de procesamiento. Dentro de los procesos del código se distingue como especialmente largo en el tiempo la lectura y orden de las imágenes en una matriz. El código que se ha desarrollado para este proyecto tiene como premisa no suponer estructuras de orden en las que vienen las imágenes para ofrecer una mayor versatilidad, pero esto supone la lectura de información de imágenes individuales y provoca un aumento considerable del tiempo llegando a durar 12 min de los 30 min que

conlleve la corrección del proceso. Si se limita la utilización de este código a las imágenes extraídas de una máquina de resonancia magnética se recomienda la inclusión de la estructura de imágenes de esta para ahorrar tiempo de procesado. El proceso de reescritura de las imágenes también es un proceso de larga duración, pero en este es necesario la lectura individual de información de las imágenes para que coincida la información en la imagen original y la reconstruida, haciendo mas difícil el ahorro de tiempo en este aspecto.

- **Accesibilidad:** Debido a la facilidad de modificación del código realizado, los aspectos de simplificación de pasos y añadido de nuevos métodos de corrección son más que posibles sobre la aplicación desarrollada. Esto puede servir para reducir el número de pasos a ejecutar para conseguir la corrección deseada u ofrecer más posibilidades al usuario en cuanto a libertad de corrección.
- **Postprocesado:** Tras la valoración de los resultados de la corrección se decide que el código es viable para la corrección de estudios, pero algunos de los resultados necesitan un procesado que elimine los restos de *aliasing* que el código no ha podido corregir.

Para ello se decide que la mejor manera de corregir el *aliasing* residual es con un postprocesado que compruebe la continuidad del campo de velocidades. Se propone para la realización de dicha tarea el desarrollo de un código que compruebe la divergencia del flujo. Al trabajar con las zonas aisladas y reducidas de *aliasing* es mas sencillo aplicar este método de postprocesado.

Este método de postprocesado es parte de un futuro cercano y está incluido en los objetivos cercanos del proyecto de mejora de utilización de las imágenes de resonancia magnética del departamento del hospital con el que se ha desarrollado este trabajo fin de grado. De ser desarrollado con éxito se podría incluir en la aplicación desarrollada en este trabajo fin de grado para ofrecer una herramienta unificada.

CAPÍTULO 7: MARCO REGULADOR

Siendo un proyecto de investigación para el desarrollo de una aplicación de corrección de *aliasing* en imágenes de resonancia magnética los posibles marcos reguladores legales de esta se verán derivados del entorno en el que sea usada. Al no ser un código comercializado no se aplica ningún marco regulador del entorno económico.

Sin embargo, para el desarrollo del proyecto se ha necesitado tener en cuenta la clausula de no divulgación de datos de los pacientes de los cuales se han usado los estudios de resonancia magnética para la comprobación del correcto funcionamiento del código. Por ello todos los estudios con los que se ha trabajado han sido anonimizados previa inclusión en este estudio y ningún dato, salvo los relevantes para el proyecto, es incluido en este.

CAPÍTULO 8: ENTORNO SOCIO-ECONÓMICO

El proyecto, individualmente, tiene un impacto favorable en el sistema sanitario a la hora de la toma de resonancias magnéticas a pacientes, pudiendo usar imágenes con los problemas mencionados en este ensayo y a su vez pudiendo ajustar los parámetros para medir las velocidades de menor magnitud sin tener que sacrificar las velocidades mayores.

Esto ahorra el tiempo y coste de la repetición de las resonancias la cuales pueden llegar a durar 45 min o una hora para la toma de las imágenes de estudio completo, de los cuales 15 minutos pertenecen al estudio de velocidades (Contraste de Fase). Y en el caso de tener que repetirse se deben realizar estudios complementarios a la obtención de velocidades debido al protocolo, por lo que el tiempo se vería aumentado.

A su vez este proyecto está enfocado como apoyo a otros proyectos de mayor envergadura por lo que su impacto se vería extendido si dichos proyectos vieran la luz. Estos proyectos están enfocados en la detección y prevención de problemas cardiocirculatorios mediante el estudio del campo de velocidades del interior de las cámaras cardíacas y ajustar así un correcto tratamiento antes de que puedan derivar en problemas mayores. Es decir, podría suponer una mejora en la elección de tratamiento de ciertas cardiopatologías como enfermos hipertróficos, dilatados o post-infartados. Pudiendo ayudar a la detección de factores de riesgo para la formación de trombos como la velocidad de flujo en las paredes del ventrículo o el tiempo de residencia de la sangre en este.

A largo plazo esto podría suponer un ahorro a la sanidad pública dando acceso a tratamientos más específicos y posibilitando la prevención de problemas que deriven en costes superiores.

8.1. PRESUPUESTO

En este apartado se detalla el presupuesto necesario para llevar a cabo este proyecto de Fin de Grado. Se tendrán en cuenta el coste de la mano de obra y de la licencia de programas utilizados para el desarrollo de este como es el caso de Matlab.

Por otra parte, no se tendrá en cuenta el coste de las licencias de programas que, si bien sirven como complemento para la visualización o el transporte de estudios de imágenes DICOM, no han influido en el desarrollo del proyecto en sí. Este sería el caso de programas como el GTFlow.

Descripción	Unidades	Precio	Coste
Licencia académica de Matlab	1	500 $\frac{\text{€}}{\text{unidad}}$	500 €
Horas trabajadas	450 horas	10 $\frac{\text{€}}{\text{hora}}$	4500 €
Total neto			5000 €
IVA (21%)			1050 €
Total			6050 €

Tabla 2: Presupuesto

BIBLIOGRAFÍA

1. Bradley, William G. "History of Medical Imaging". *Proceedings of the American Philosophical Society*, vol. 152, no. 3, pp. 349-361. Sep 2008.
2. Kilner et al. "Flow Measurement by Magnetic Resonance: A Unique Asset Worth Optimising". *Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance*, vol. 9, no 4, pp. 723-728, 2007.
3. Rossini et al. "A clinical method for mapping and quantifying blood stasis in the left ventricle". *Journal of Biomechanics*, vol. 49, no.11, pp. 2152-2161, 26 July 2016.
4. Dyverfeldt et al. "4D flow cardiovascular magnetic resonance consensus statement". *Journal of cardiovascular magnetic resonance*, vol. 17, no.174, pp. 17:72, 10 Aug. 2015.
5. Schild, Hans H. MRI Made Easy. Nationales Druckhaus, Berlin, 1990.
6. Lotz et al. "Cardiovascular Flow measurement with Phase Contrast MR Imaging: Basic Facts and Implementation". *RadioGraphics*, vol. 22, no3, 1 May 2002.
7. Moratal et al. "K-Space tutorial: an MRI educational tool for a better understanding of k-space". *Biomedical Imaging and Intervention Journal*, vol. 4, no. 1. Jan-Mar 2008.
8. Henk et al. "Elimination of errors caused by first-order aliasing in velocity encoded cine-MR measurements of postoperative jets after aortic coarctation: In vitro and in vivo validation". *European radiology*, vol. 12, no. 6, pp. 1523-31. 14 Nov 2001.
9. <http://dicomiseasy.blogspot.com.es./2011/11/introduction-to-dicom-chapter-iii-dicom.html>. Última visita: Abril 2018.
10. <https://www.texasheart.org/heart-health/heart-information-center/topics/anatomia-del-corazon/>. Última visita: Junio 2018.
11. Izquierdo Bermudez, Susana. Towards the Numerical Simulation of the Filling Process of the Left Ventricle of Heart. Undergraduate Thesis. Universidad Carlos III de Madrid. Department of Thermal and Fluids Engineering, 2010.
12. Annual Report on the National Health System of Spain 2016. Reports, studies and research 2017. Ministry of health, social services and equality. Disponible en: https://www.msssi.gob.es/estadEstudios/estadisticas/sisInfSanSNS/tablasEstadisticas/InfAnualSNS2016/Annual_Report_NHS_Spain_2016.pdf. Última visita: Junio 2018.
13. https://www.consalud.es/profesionales/las-enfermedades-cardiovasculares-causan-el-45-de-muertes-anuales-en-europa_38993_102.html. Última visita: Junio 2018.
14. <http://itksnap.org>. Última visita: Abril 2018.
15. <https://www.medis.nl>. Última visita: Abril 2018.
16. <https://es.mathworks.com/help/curvefit/csaps.html>. Última visita: Abril 2018.
17. <https://www.dicomstandard.org>. Última visita: Mayo 2018.
18. DICOM PS3 2018b- NEMA Standards. 2018. Disponible en: <http://dicom.nema.org>. Última visita: Mayo 2018.
19. http://nipy.org./nibabel/dicom/dicom_orientation.html
20. Gudbjartsson et al. "The Rician Distribution of Noisy MRI Data". *MRM*, vol. 34, no. 6, pp. 910-914. 25 Feb 2008.
21. Balleus-Buyens et al. "Velocity encoding versus acceleration encoding for pressure gradient estimation in MR haemodynamic studies". *Phys. Med. Biol*, vol. 51, no 19, pp. 4747-4758. 7 Oct. 2006.
22. Bermejo et al. "The Clinical Assessment of Intraventricular Flows". *Annual Review of Fluid Mechanics*, vol. 47, pp. 315-342, Jan 2015.
23. Bolger et al. "Transit of Blood Flow Through the Human Left Ventricle Mapped by Cardiovascular Magnetic Resonance". *Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance*, vol. 9, no 5, pp. 741-747, September 2007.

24. Chakraborty et al. "On the relationships between local vortex identification schemes". *Journal of Fluid Mechanics*, vol. 535, pp. 189-214. 25 Jul 2005.
25. Deserno, Thomas M. "Fundamentals of Biomedical Image Processing", en *Biomedical and Medical Physics*, pp. 1-51. 21 Oct. 2010.
26. Eriksson et al. (2011). "Quantification of presystolic blood flow organization and energetics in the human left ventricle". *Am J Physiol Heart Circ Physiol*, vol. 300, no6, pp. 2135-2141, 18 Mar. 2011.
27. Flórez et al. "Semiautomatic analysis of phase contrast magnetic resonance imaging of cerebrospinal fluid flow through the aqueduct of Sylvius". *MAGMA*, vol. 19, no. 2, pp. 78-87. 9 May 2006.
28. Forner et al. "Valoración de la cuantificación fiable de la dinámica del líquido cefalorraquídeo en el acueducto de Silvio mediante resonancia magnética en la hidrocefalia normopresiva idiopática". *Neurología*, vol. 22, no. 4, pp. 213-220. 2007.
29. Fredriksson et al. "4-D blood flow in the human right ventricle". *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology*, vol. 301, no. 6, pp. 2344-2350. 1 Dec 2011.
30. Gatehouse et al. "Applications of phase-contrast flow and velocity imaging in cardiovascular MRI". *European radiology*, vol. 15, no. 10, pp. 2172-84. 8 Jul 2005.
31. GE Healthcare LLC. GE MR DICOM Conformance Statement. DOC1151955 Rev 2. 2012.
32. Hornak, Joseph P. The Basics of MRI. 2016. www.cis.rit.edu. Última visita: Abril 2018.
33. Kaur et al. "A Comparative Analysis of Noise Reduction Filters in MRI Images". *International Research Journal of Engineering and Technology*, vol. 3, no. 5, pp. 238 -48. May 2016.
34. Kilner et al. "Asymmetric redirection of flow through the heart". *Nature*, vol. 404, pp. 759-761. 13 Apr. 2000.
35. Khan, Fahim et al. "Comparative Visualizations of Noisy and Filtered Blood Flow from 4D PC-MRI Cardiac Datasets". *IEEE Visualization Conference (VIS)*. 2017.
36. Kotecha et al. "Gaussian Particle Filtering". *IEEE Transactions on Signal Processing*, vol. 51, no. 10. 23 Sep 2003.
37. Markl et al. "Time-Resolved Three-Dimensional Phase-Contrast MRI". *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, vol. 18, no. 3, pp. 499-506. 17 Apr. 2003.
38. Markl et al. "Comprehensive 4D velocity mapping of the heart and great vessels by cardiovascular magnetic resonance". *Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance*, vol. 13, no. 7. 14 Jan 2011.
39. Martínez-Legazpi et al. "Contribution of the Diastolic Vortex Ring to Left Ventricular Filling. The Vortex Ring Facilitates Filling". *J Am Coll Cardiol*, vol. 64, no 16, pp. 1711-1721. 21 Oct. 2014.
40. Muñoz et al. "Interatrial flow visualization: current status and future directions". *European Heart Journal, Cardiovascular Imaging*, vol. 14, no. 11, pp. 1029-1038. 14 Nov 2013.
41. Oleaga et al. *Aprendiendo los fundamentos de la resonancia magnética*, Buenos Aires, Madrid, Médica Panamericana, 2006.
42. P. Ridgway, John. "Cardiovascular magnetic resonance physics for clinicians: part I". *Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance*, pp. 12:71. 3 Jun. 2010.
43. P. Ridgway, John. "Cardiovascular magnetic resonance physics for clinicians: part II". *Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance*, pp. 14:66. 20 Sep. 2012.
44. Parella, Teodor. *Gradientes de Campo Magnético en Experimentos de RMN*. Servei de Resonancia Magnética Nuclear, Universitat Autònoma de Barcelona. 16 Jun 2009.
45. Pinochet et al. "4D FLOW: Una nueva herramienta de diagnóstico para cardiopatías congénitas". *Revista Chilena de Radiología*, vol. 17, no. 3, pp. 134-140. Dec 2010.
46. Ravi Varma, Dandu. "Managing DICOM images: Tips and tricks for the radiologist". *Indian Journal of Radiology and Imaging*, vol. 22, no. 1, pp. 4-13. Jan-Mar 2012.
47. Ruh, Alexander. "Flow visualization and quantification in the human heart using MRI velocity encoded data". Thesis, Department of Radiology, Northwestern University. 13 May 2008.

48. Santa Marta Pastrana, Cristina. *Secuencias Rápidas de Eco Espín en Imagen por Resonancia Magnética*. Tesis doctoral. Escuela Técnica Superior de Ingenieros de Telecomunicación, Departamento de Tecnología Fotónica. Universidad Politécnica de Madrid. 2004.
49. Schafer, Ronald W. "What is a Savitzky-Golay Filter?" *IEEE Signal Processing Magazine*, vol. 28, no. 4, pp. 117-117. Jul 2011.
50. Sengputa et al. "Emerging Trends in CV Flow Visualization". *JACC: Cardiovascular Imaging*, vol. 5, no. 3, pp. 305-316. 3 Jan 2012.
51. Smith, Steven W. *The Scientist and Engineer's Guide to Digital Signal Processing*. California Technical Publishing, 1997.
52. Taylor et al. "Experimental and Computational Methods in Cardiovascular Fluid Mechanics". *Annual Review of Fluid Mechanics*, vol 36, pp. 197-231. 21 Jan 2004.
53. Töger et al. "Hemodynamic forces in the left and right ventricles of the human heart using 4D flow magnetic resonance imaging: Phantom validation, reproducibility, sensitivity to respiratory gating and free analysis software". *PLOS ONE*. 5 Apr 2018.
54. Wang, Yao. "MRI Image Reconstruction and Image Quality", en *MRI Image Reconstruction ch13. Medical Imaging I*. Polytechnic University, Brooklyn.
55. Wigström et al. "Particle Trace Visualization of Inter cardiac Flow Using Time-Resolved 3D Phase Contrast MRI". *Magnetic Resonance in Medicine*, vol. 41, no 4, pp. 793-799. Apr. 1999.
56. Won Yong Kim et al. "Left Ventricular Blood Flow Patterns in Normal Subjects: A Quantitative Analysis by Three-Dimensional Magnetic Resonance Velocity Mapping". *J Am Coll Cardiol*, vol. 26, no 1, pp. 224-38. Jul. 1995.
57. Y. Kwong, Raymond. *Cardiovascular Magnetic Resonance Imaging*, Humana Press, 2008.
58. Zosso et al. *Direct Fourier Tomographic Reconstruction Image-to-Image Filter*. Ecole Polytechnique Fédérale de Lausanne, Signal Processing Institute. 2007.
59. <https://www.imaio.com>. Última visita: Abril 2018.
60. <https://radiopaedia.org>. Última visita: Mayo 2018.
61. <https://nifti.nih.gov/>. Última visita: Mayo 2018.
62. http://www.ine.es/prodyser/espa_cifras/2017/index.html#20. Última visita: Junio 2018.
63. https://www.fbbva.es/microsites/salud_cardio/mult/fbbva_libroCorazon_cap3.pdf. Última visita: Junio 2018.

ANEXOS

- Anexo A

Código principal:

```
% This dealiasing code will apply dealiasing techniques to the
entirity of
% the MRI image
% The phase contrast set of images to be dealiased need to be
selected and
% process one direction at a time. (Right-Left, Foot-Head,
% Anterior-Posterior)

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%% Load dicom file
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%Load original dictionary
cd('Y:\Agustin\Matlab')
dicomdict('set', 'newdicom-dict');
%Select Phase Contrast study
path0=pwd;
pathDICOM=uigetdir(pwd, 'select DICOM Phase Contrast folder');
cd(pathDICOM);
dcmfiles=dir('*IM_*');
info=dicominfo(dcmfiles(1).name);
%Method to know which series is being processed
%inf.SeriesDescription=='Direction RL'
NX=double(info.Width);
NY=double(info.Height);
% Nphases=double(info.NumberOfPhasesMR); %depending on the
dictionary loaded
% Nslices=double(info.NumberOfSlices);
Nphases=double(info.Private_2001_1017);
Nslices=double(info.Private_2001_1018);
Nimages=Nphases*Nslices;

%Note: Information read from the dicom should be read as double

%Notice that this code will only work for phase contrast studies
that have anatomical images within the serie. The anatomical images
need to be stored previous to the phase contrast study just as the
Phillips MRI machine does. To extrapolate this code a couple of
arranements should be made in the references taken.

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%% Rearrange into velocity matrix
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%Since anatomy and phase contrast are combined, we should just take
the phase contrast images. This means we should only take the
images with instance number above 760: [761-1520]. Anatomy goes
before phase contrast.

%Phase contrast matrix (width heigth slices phases)
PCM= zeros(NX,NY,Nslices,Nphases);
ImageIndex=zeros(1,Nslices);
file=dir(fullfile(pathDICOM, '*IM_*'));
```

```

for k=1:(2*Nimages) %Number of raw images => Nrawimages=2*Nimages
    IM=file(k).name;
    IMinf=dicominfo(IM);
    IMread=dicomread(IM);

    ref=double(IMinf.InstanceNumber);

    %Filters out anatomical images form the Phase Contrast study.
    if ref>Nimages
        nim=ref-Nimages;
        nslice=ceil(nim/Nphases);
        nphase=nim-[Nphases*(nslice-1)];
        PCM(:, :, nslice, nphase)=IMread;

        %creates a slice index of the first time step for the
reconstruction into real world coordinates
        if nphase==1
            ImageIndex(nslice)=k;
        end

    end

end

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%% To real world coordinates
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%The phase contrast file is rearranged to match real world
coordinates
[Xo,Yo,Zo,Mdti,Rdti,infos]=PCMRIcoordinatesv3(pathDICOM,path0,Image
Index);
X= reshape(Xo,[NX NY Nslices]);
Y= reshape(Yo,[NX NY Nslices]);
Z= reshape(Zo,[NX NY Nslices]);

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%% Apply segmentation to Phase contrast
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
done=0;
while ~ done
    option=menu('Seleccione tipo de segmentación',...
        '1) ITK Snap',...
        '2) Medis');
    switch option
        case 1
            TPseg=1;
            done=1; close all;
        case 2
            TPseg=2;
            done=1; close all;
    end
end

%% ITK Snap
% Frame of the segmentation corresponding to the Phase Contrast

```

```

if TPseg==1

pathSEG=uigetdir(pwd,'Select the Segmentation Folder');
path0=pwd;
[MESH MESH_Frames]=readITKSegmenantation(pathSEG,path0)
IN=zeros(NX,NY,Nslices,Nphases);
PCMIN=zeros(NX,NY,Nslices,Nphases);

for k=1:20
% RW Segmentation mesh
x=-MESH(1,k).points(:,1);
y=-MESH(1,k).points(:,2);
z=MESH(1,k).points(:,3);

% Directions x and y have a minus sign on them because of the
format in which the ITK-Snap program returns the coordinates needs
that transformation to be translated into real world coordinates.

xmin=min(x);xmax=max(x);
ymin=min(y);ymax=max(y);
zmin=min(z);zmax=max(z);

%%%%%%%%% CROP PC-MRI to mesh boundaries %%%%%%%%%%
maskx=(X>xmin & X<xmax);
masky=(Y>ymin & Y<ymax);
maskz=(Z>zmin & Z<zmax);
mask=maskx.*masky.*maskz;
mask(mask==0)=NaN;

Xc=X.*mask;
Yc=Y.*mask;
Zc=Z.*mask;

xyz=[Xc(:) Yc(:) Zc(:)]; % RW Phase contrast mesh
Seg=[x y z];
IsInside = inhull(xyz,Seg);

% IN matrix contains the information of which points of the Phase
Contrast study fall into the segmentation.
% It shares dimensions with the Phase Contrast images.

in=reshape(IsInside,NX,NY,Nslices);
IN(:, :, :,k)=in;

pcmin=PCinside(PCM,in,k);
PCMIN(:, :, :,k)=pcmin;
end

%% Medis
elseif TPseg==2
%%Data import from .COM file
SApth = uigetdir(pwd,'SA series');
[confile,conpath] = uigetfile('*.');
[contours,slice,frame] = readconfile(fullfile(conpath,confile));
[Medis4D] = medis2stack_v2CH(contours,slice,frame, 50 );

%%Segmentation interpolation

```

```

[xseg0, yseg0, zseg0 ] = InterpFunv2CH( Medis4D);

%%Apply Segmentation

[~,~,~,M] = pixel2patientCH(SApath);

SegmPoints = [xseg0(:),yseg0(:),zseg0(:),ones(size(zseg0(:)))]' ;
RotSegmPoints = M*SegmPoints;

xseg = squeeze(reshape(RotSegmPoints(1,:),size(xseg0)));
yseg = squeeze(reshape(RotSegmPoints(2,:),size(yseg0)));
zseg = squeeze(reshape(RotSegmPoints(3,:),size(zseg0)));

[FrameInIndex,CompDomain,Xred,Yred,Zred,xseg,yseg,zseg] =
CropSeriesParCH(xseg, yseg, zseg,pathDICOM);
stackdims(1)=NX;
stackdims(2)=NY;
stackdims(3)=Nslices;
stackdims(4)=Nphases;
[zeromask, nanmask ] = FullFrameInIndexCH( FrameInIndex,
CompDomain, stackdims);
IN=zeromask;

PCMIN=zeros (NX,NY,Nslices,Nphases) ;

for k=1:Nphases
pcmin=PCinside (PCM, IN(:, :, :, k), k);
PCMIN(:, :, :, k)=pcmin;
end

end
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%% Dealiasing
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
% Takes you to the dealiasing menu to chose method

[NEWADPCMIN]=DealiasMenu (PCMIN, IN) ;

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%% Reconstruct the non-segmented phase contrast
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
% Update the dealiasied area on the original phase contrast matrix
and scales it so it matches DICOM standards

[NEWADPCMIN, fr]=ReconPC (PCM, NEWADPCMIN, IN) ;

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%% Back to DICOM format
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
% Create folder to store the new Phase Contrast
FN=sprintf (IInf.SeriesDescription);
mkdir('Y:\Agustin\...\NewPhaseContrast', FN)
DIR=sprintf('Y:\\Agustin\\...\\NewPhaseContrast\\%s', FN);
cd(pathDICOM)
copyfile('DICOMDIR', DIR);
cd(DIR)
warning('off')
%Load modified dictionary with private values

```

```

cd('Y:\Agustin\Matlab')
dicomdict('set', 'newdicom-dict-mod');

for k=1:(2*Nimages) %Number of raw images => Nrawimages=2*Nimages
    cd(pathDICOM)
    IM=dcmfiles(k).name;
    IMinf=dicominfo(IM);
    auxinfo=double(IMinf.PCVelocity)/fr;
    IMinf.PCVelocity=auxinfo;

    ref=double(IMinf.InstanceNumber);

    %Process differently anatomical and velocity images
    if ref>Nimages
        cd(DIR)
        nim=ref-Nimages;
        nslice=ceil(nim/Nphases);
        nphase=nim-[Nphases*(nslice-1)];

        dicomwrite(int16(NEWADPCMIN(:, :, nslice, nphase)), dcmfiles(k).name, IMinf, 'CreateMode', 'copy', 'WritePrivate', true);
    else
        cd(pathDICOM)
        copyfile(['IM_', sprintf('%04d', k), '.dcm'], DIR);
        copyfile(dcmfiles(k).name, DIR);
    end
end
end

```